

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON I
U.E.R. FACULTE DE MEDECINE LYON - NORD

ANNEE 1980

N°

324

27

LA FORMATION DE L'IMAGE EN ECHOTOMOGRAPHIE

THESE

présentée à l'Université Claude - Bernard - LYON
et soutenue publiquement le 23 Septembre 1980
pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

par

Laurent PICHAT
Interne des Hôpitaux de Lyon
né le 2 Avril 1951 à Lyon

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON I
U.E.R. FACULTE DE MEDECINE LYON - NORD

ANNEE 1980 N° 324

LA FORMATION DE L'IMAGE EN ECHOTOMOGRAPHIE

THESE

présentée à l'Université Claude - Bernard - LYON
et soutenue publiquement le 23 Septembre 1980
pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

par

Laurent PICHAT
Interne des Hôpitaux de Lyon
né le 2 Avril 1951 à Lyon

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON I
U.E.R. FACULTE DE MEDECINE LYON - NORD

ANNEE 1980 N° 394

LA FORMATION DE L'IMAGE EN ECHOTOMOGRAPHIE

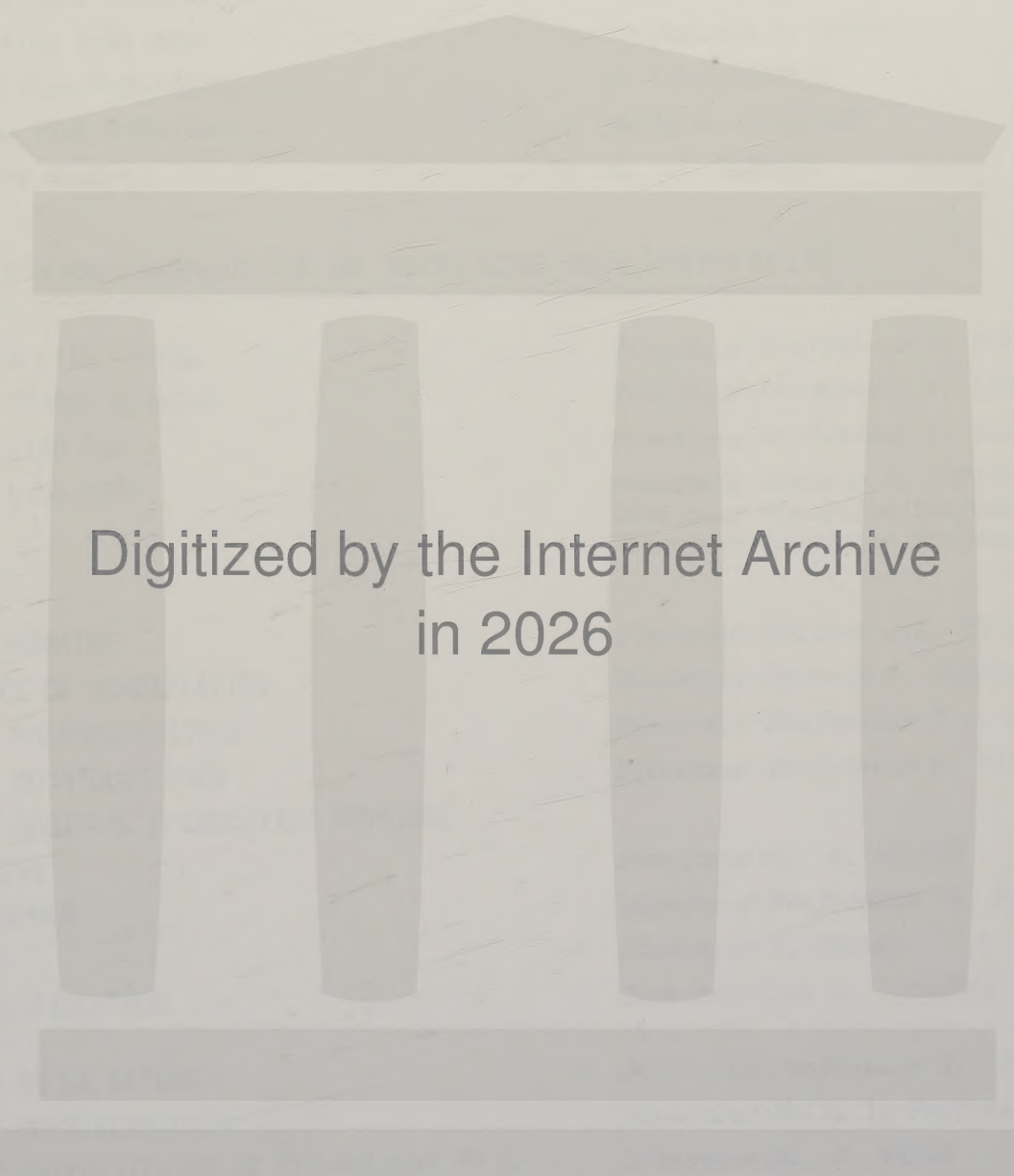
323



présentée à l'Université Claude-Bernard - LYON
et soutenue publiquement le 23 Septembre 1980
pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

par

Laurent PICHAT
Interne des hôpitaux de Lyon
né le 2 Avril 1951 à Lyon



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554204_0030

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON I

Président de l'Université	: Professeur D. GERMAIN
Premier Vice Président	: Professeur M. DUFAY
Deuxième Vice Président	: M. J.C. DUPLAN
Troisième Vice Président	: Mlle A. ECHALLON
Secrétaire Général	: M. J. RAMBAUD

UNITES D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE DE L'UNIVERSITÉ.

MEDECINE ALEXIS CARREL	: Directeur:Professeur R. MORNEX
GRANGE BLANCHE	: Directeur:Professeur P. ZECH
LYON SUD	: Directeur:Professeur J. NORMAND
LYON NORD	: Directeur Docteur Y. MINAIRE (M.C.A.) Directeur honoraire:Professeur A. BERTOYE Directeur honoraire:Professeur J.P. GARIN
BIOLOGIE HUMAINE	: Directeur:Docteur J.P. REVILLARD (M.C.A.)
TECHNIQUES DE READAPTATION	: Directeur:Docteur A. MORGON
SCIENCES PHARMACEUTIQUES	: Directeur:Professeur C.A. BIZOLLON
SCIENCES ODONTOLOGIQUES	: Directeur:Professeur J. PARRET
INSTITUT REGIONAL D'EDUCATION PHYSIQUE ET SPORTIVE	: Directeur:M. A. MILLON
MATHEMATIQUES	: Directeur:Professeur Ph. PICARD
PHYSIQUE	: Directeur:J. DELMAU
CHIMIE et BIOCHIMIE	: Directeur:Mme A. VARAGNAT (Maître Assistant)
SCIENCES DE LA NATURE	: Directeur:Professeur Y. LEMOIGNE
SCIENCES PHYSIOLOGIQUES	: Directeur:Mlle le Professeur J.F. WORBE
INSTITUT UNIVERSITAIRE DE TECHNOLOGIE N° 1	: Directeur:M. A. VILLE
INSTITUT UNIVERSITAIRE DE TECHNOLOGIE N° 2	: Directeur:M. J. GALLET (Directeur E.N.S.A.M.)
OBSERVATOIRE	: Directeur:M. G. MONNET (Astronome adjoint)
PHYSIQUE NUCLEAIRE	: Directeur:Professeur M. GUSAKOW
MECANIQUE	: Directeur: Mlle le Professeur G. COMTE-BELLOT

COMPOSITION DU JURY

Président : *Monsieur le Professeur J. PAPILLON*
(U.E.R. Grange-Blanche)

Assesseurs : *Monsieur le Professeur M. AMIEL*
(U.E.R. Grange-Blanche)

Monsieur le Docteur M.C.A. P. ESPINASSE
(U.E.R. Grange-Blanche)

Monsieur le Docteur M.C.A. V. TRAN MINH
(U.E.R. Lyon Nord)

LA FORMATION DE L'IMAGE EN ECHOTOMOGRAPHIE

CHAPITRE I - INTRODUCTION

Cet ouvrage constitue une base pour l'exécution et l'interprétation des échotomographies. Il devrait être utile à ceux qui font et qui interprètent les échographies, et à ceux qui, recevant des images accompagnées d'un compte rendu, désirent les comprendre.

Il ne contient que des notions générales, parmi lesquelles de nombreuses concernent la formation de l'image en échotomographie.

Après une définition des ultrasons et un bref historique, nous considérerons l'émission des ultrasons, le trajet du faisceau ultrasonore et sa réception. Puis, nous nous intéresserons à l'échographie A, à l'échographie B et à l'enregistrement des images. Ensuite, par de très simples manipulations effectuées sur des modèles représentant des structures échographiques élémentaires, nous expliquerons la formation des images échotomographiques, et nous en donnerons des illustrations découvertes chez le patient.

Enfin, nous pourrions conclure.

CHAPITRE II - DEFINITION DES ULTRASONS

Un son peut être défini comme des variations de pression de l'air qui se transmettent de proche en proche.

Un son est aussi la sensation qui résulte de ces variations enregistrées par l'oreille.

Enfin, un son, au sens de son audible, est la sensation produite par des variations de pression de l'air à des fréquences de 16 à 16.000 hertz approximativement.

Le hertz (Hz) est une unité de fréquence valant un cycle par seconde. Le mégahertz (MHz) vaut un million de cycles par seconde.

On parle d'ultrasons pour des fréquences supérieures à 16.000 hertz.

La longueur de l'onde ultrasonore est égale au rapport de la vitesse de l'ultrason par sa fréquence.

CHAPITRE III - HISTORIQUE DES ULTRASONS

Les principes fondamentaux de la formation d'un faisceau d'ultrasons ont été découverts à la fin du dix-neuvième siècle. Les ultrasons entrent d'abord en application pour le repérage des navires dans la première moitié du vingtième siècle.

Les recherches militaires eurent des retombées dans le domaine civil. La thérapeutique a précédé le diagnostic dans l'utilisation des ultrasons en médecine. En 1950, l'Institut de Recherche de la Marine Américaine essaie de localiser les calculs biliaires au moyen d'un radar à ultrasons. Depuis quinze ans, grâce surtout aux progrès de la technologie, l'échographie, ou application médicale à visée diagnostique des ultrasons, a connu une grande diffusion.

Les ultrasons sont aussi utilisés par exemple en métallurgie, dans la stérilisation, pour la mesure de la profondeur des mers, pour le guidage des navires.

CHAPITRE IV - EMISSION DES ULTRASONS

Les ultrasons, émis en un faisceau, sont engendrés par la vibration d'un matériau aux propriétés piézo-électriques (quartz, céramiques), placé dans la "*sonde*" ou "*transducteur*".

Excité par un courant électrique, le matériau vibre engendrant des ondes ultrasonores, et la fréquence de sa vibration est fonction de sa forme et de son épaisseur.

Les fréquences utilisées en diagnostic échographique sont comprises entre 1 et 15 mégahertz.

CHAPITRE V - TRAJET DU FAISCEAU ULTRASONORE

Le transducteur, donc l'origine du faisceau, ne sont pas ponctuels comme ils devraient l'être idéalement. Ils présentent un diamètre compris généralement entre 5 et 30 millimètres. Cependant, il existe des sondes qui focalisent le faisceau.

De plus, se produit une dispersion du faisceau, comme le montre la figure 1.

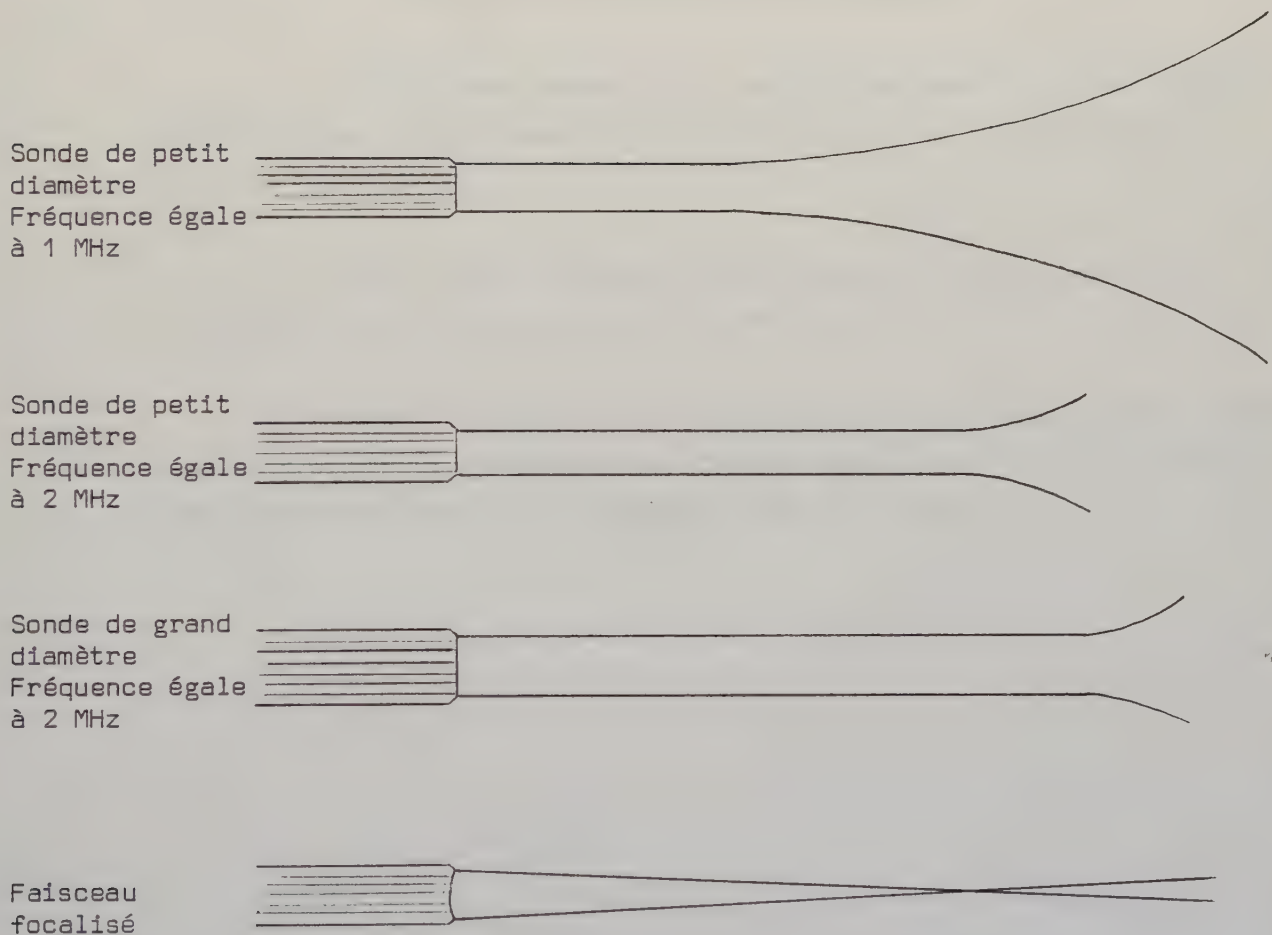


Figure 1

Un faisceau ultrasonore sortant d'une sonde banale, non focalisée à surface plane, présente :

- une partie proximale cylindrique dont la longueur est proportionnelle au diamètre du transducteur et à la fréquence,
- une partie distale cônica divergente.

Un faisceau venant d'une sonde focalisée, à surface concave, présente une zone proximale cônica convergente et une zone distale cônica divergente.

Donc plus la fréquence du faisceau ultrasonore est grande, plus ce faisceau est fin, donc meilleure est la définition.

Ainsi, il est préférable d'utiliser une sonde à haute fréquence pour augmenter la définition de l'image, mais l'exploration est alors superficielle. Le meilleur compromis doit être trouvé.

CHAPITRE VI - RECEPTION DE L'ECHO

La sonde utilisée est à la fois émettrice et réceptrice. En effet, le transducteur n'émet des ultrasons que par instant. Entre deux périodes d'émission d'ondes ultrasonores, il écoute les échos qui lui reviennent, et sous leur impulsion, vibre. Les vibrations sont transmises sous forme de signaux électriques à un oscilloscope. Les signaux, témoins de la position de la sonde placée à l'extrémité d'un bras articulé ou d'un cable, assurent le repérage des échos dans l'espace. Ils assurent aussi leur repérage dans le temps : le temps passé entre l'émission de l'ultrason et le retour de l'écho est transformé en profondeur de la structure qui a réfléchi l'onde.

Les échos sont enregistrés sous forme de pics, ou sous forme de points, sur l'écran d'un oscilloscope. Le premier type d'enregistrement est l'échographie A, parce qu'elle utilise l'amplitude, le deuxième est l'échographie B parce qu'elle utilise la brillance.

1) - Echographie A

La sonde est immobile au contact de la peau.

Sur l'écran d'un oscilloscope, dans un repère comportant l'amplitude en ordonnée et la distance en abscisse, les échos sont enregistrés, en échographie A, sous l'aspect de pics d'amplitude variable, de la sonde vers la profondeur. A chaque écho correspond un pic dont l'amplitude est proportionnelle à l'énergie ultrasonore renvoyée par la structure échogène dans la direction de la sonde.

Le graphe ainsi obtenu donne une vision unidimensionnelle des structures traversées par le faisceau ultrasonore (figure 2).

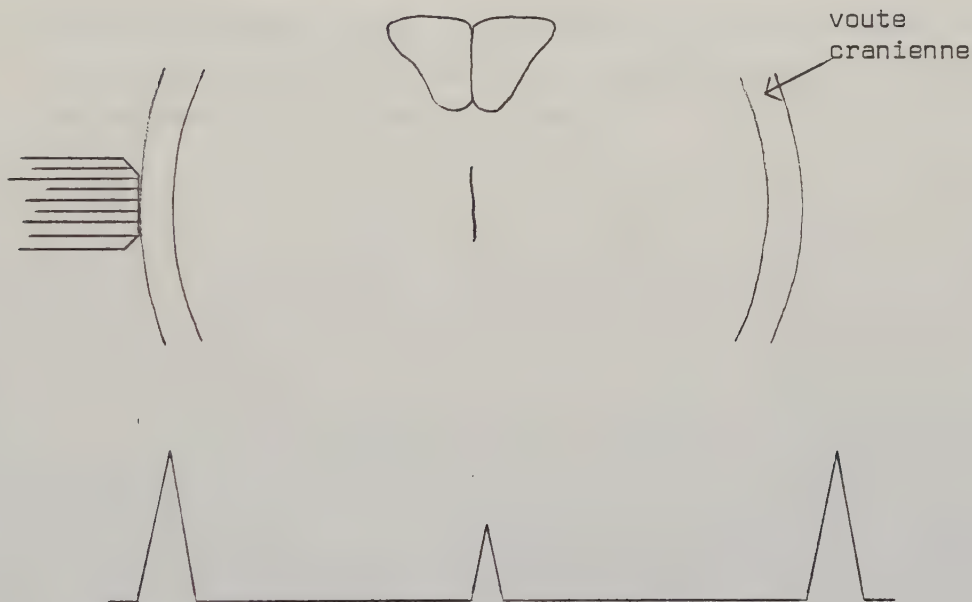
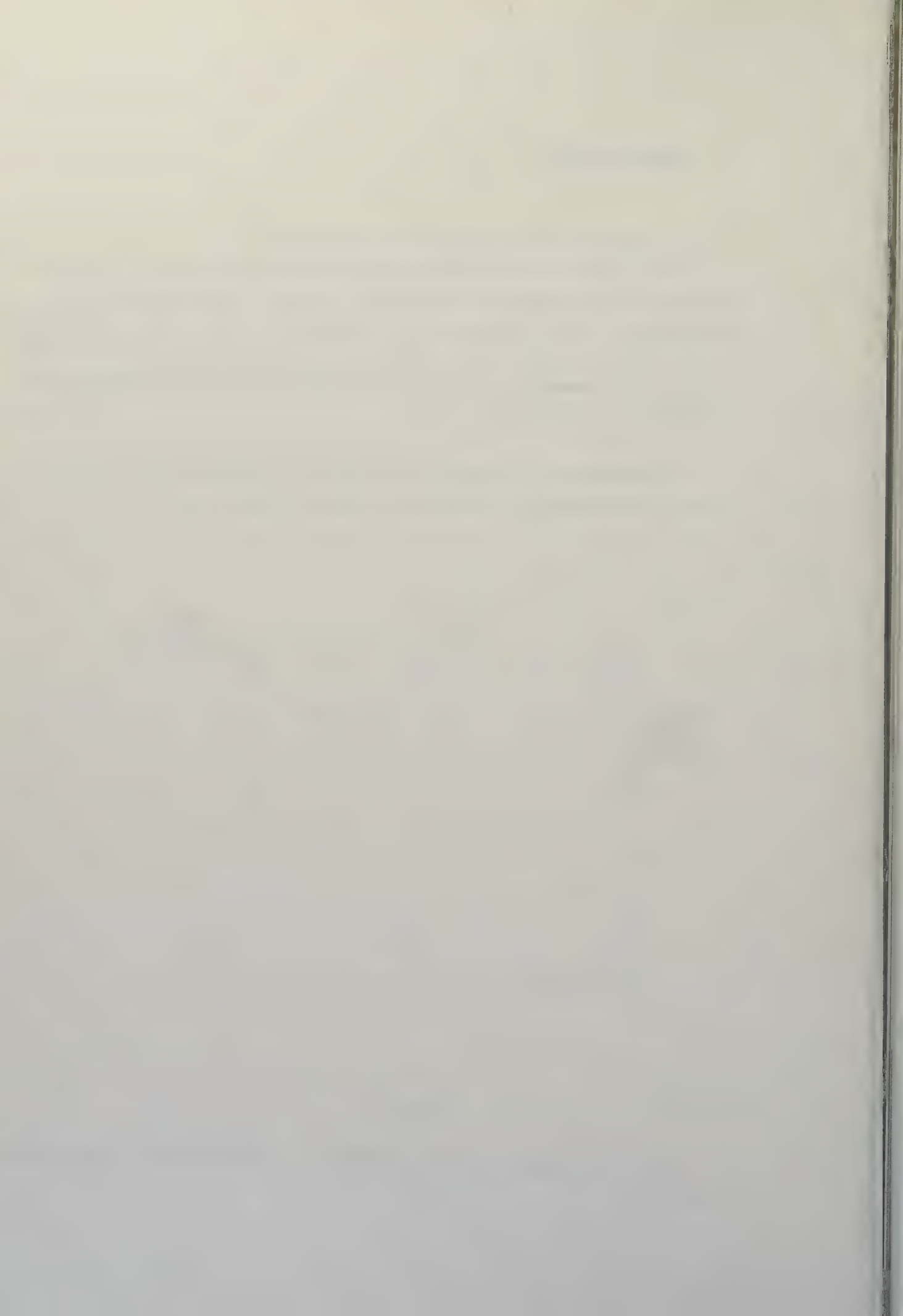


Figure 2

Cette technique est surtout utilisée en neurologie pour l'exploration crânienne.



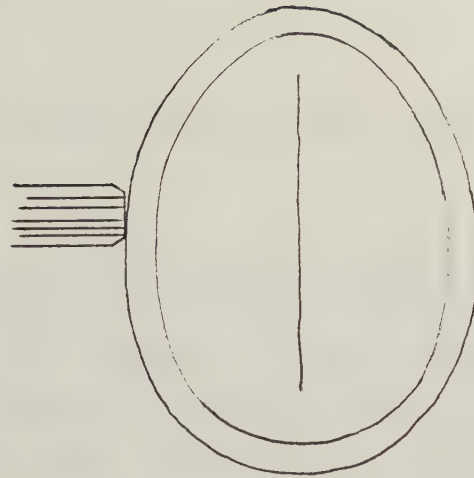
2) - Echographie B

En échographie B, chaque écho est transcrit sous la forme d'un point lumineux. Sur l'écran, s'inscrit alors une ligne de points correspondant à l'axe d'exploration de la sonde. Si cette dernière est déplacée dans un plan, d'autres lignes s'inscrivent les unes à côté des autres, formant ainsi une image en deux dimensions des structures traversées. Il s'agit d'une tomographie (figure 3).

Le balayage peut être manuel ou automatique.

- a) Dans le balayage manuel, l'utilisation d'un écran d'oscilloscope à mémoire permet la formation d'une image représentant les structures rencontrées dans le plan de coupe.

Sonde
immobile



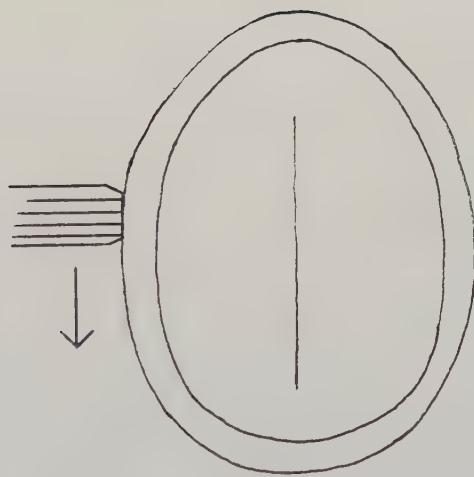
Echographie A



Echographie B



Sonde mobile



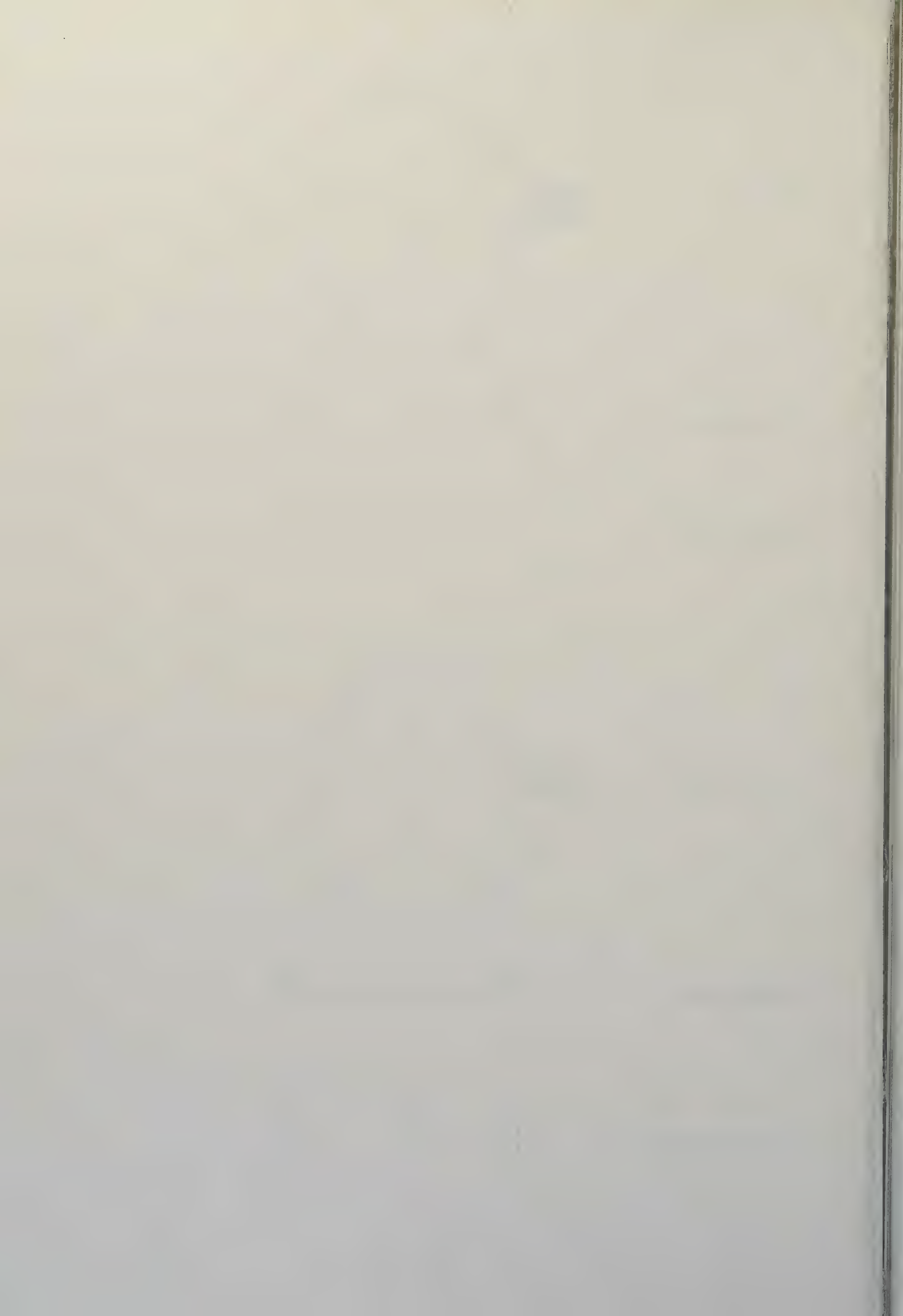
Echographie A



Echotomographie B



Figure 3

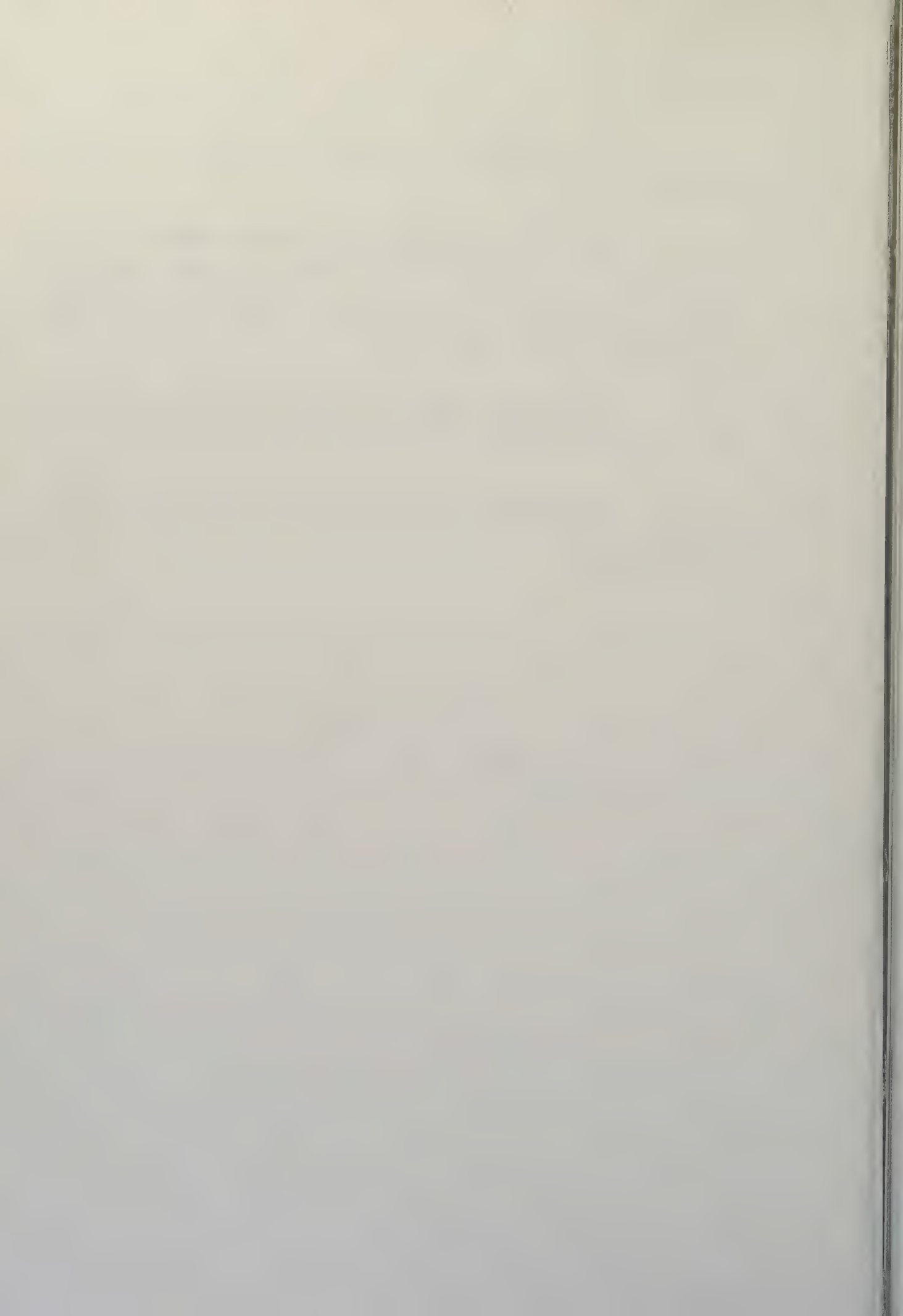


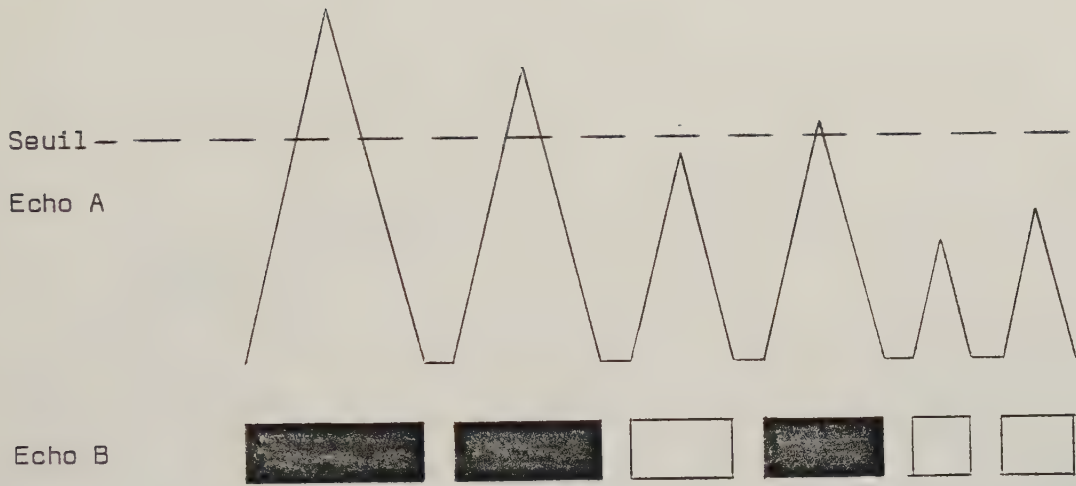
Les points lumineux peuvent être inscrits de deux manières différentes

Selon la loi du "tout ou rien", les échos dépassant un certain seuil, sont enregistrés tous de la même manière. Les échos inférieurs au seuil ne sont pas enregistrés du tout. L'amplitude des échos peut être augmentée ou diminuée en réglant le gain de l'appareil, et le seuil peut être abaissé ou élevé (figure 4).

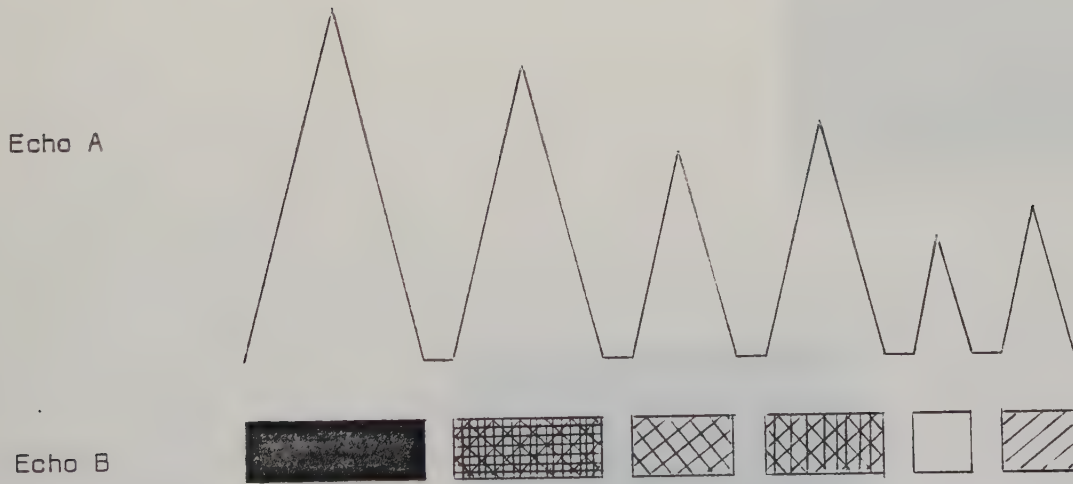
Les appareils à "échelle de gris" transcrivent les pics dans un gris, variable du blanc au noir, selon leur amplitude (figure 4).

La 1ère manipulation donne seulement l'aspect échographique, selon la loi du tout ou rien puis selon l'échelle des gris, d'un milieu pris comme exemple.



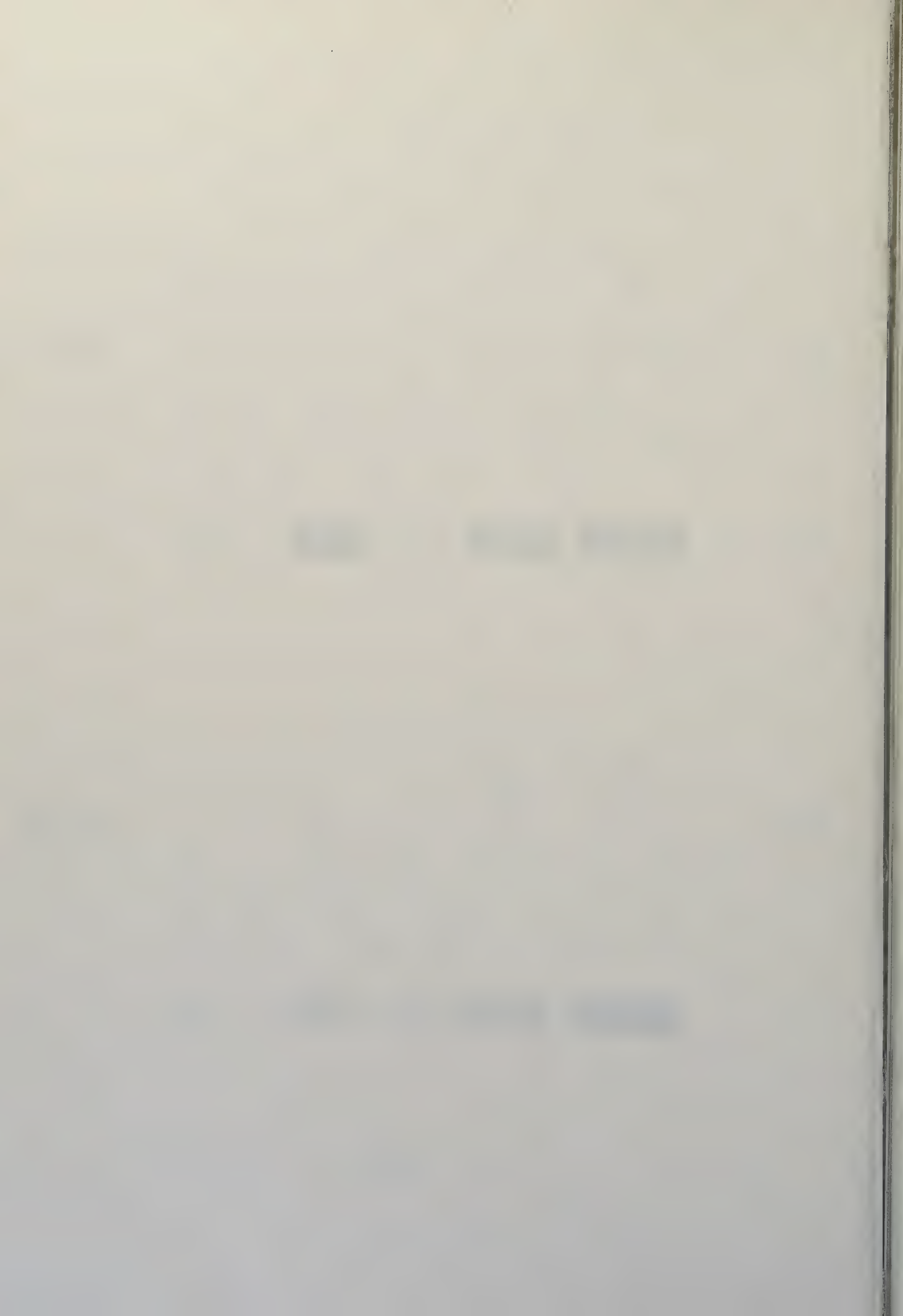


Loi du
tout ou rien



Echelle
des gris

Figure 4



1ère Manipulation :

Dans un récipient contenant de l'eau, du talc en suspension et quelques fragments de papier buvard, est mis un doigt de gant plein d'air. La sonde est déplacée horizontalement et perpendiculairement au doigt de gant, le faisceau étant vertical ; ce balayage est effectué selon *"la loi du tout ou rien"* : les échos sont tous blancs (figure 5).

Un autre, identique au premier, est effectué selon *"l'échelle des gris"* : chaque écho est d'un certain gris, entre le blanc et le noir (figure 5).

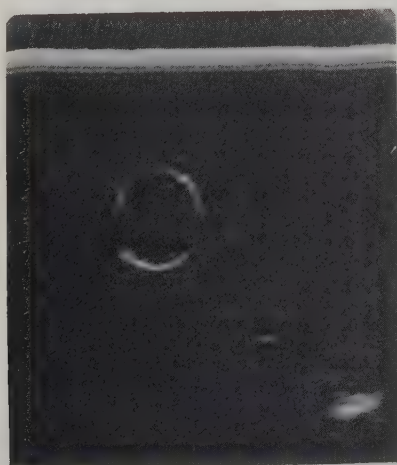
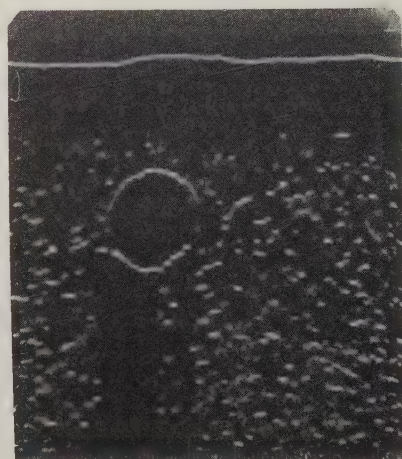
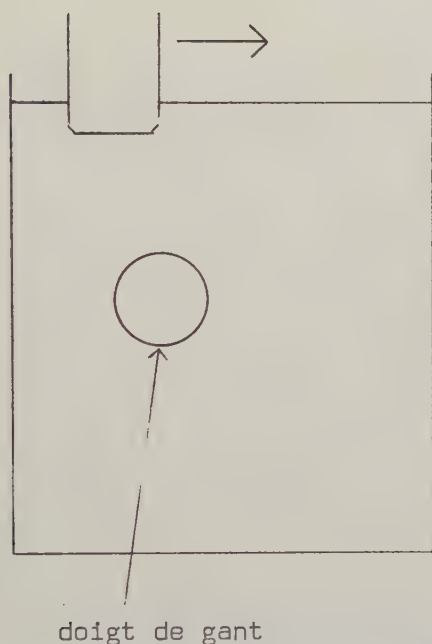


Figure 5

Lors de toutes les manipulations exposées dans cet ouvrage, le balayage, effectué selon l'échelle des gris, sera horizontal et le faisceau ultrasonore vertical, à moins que des précisions contradictoires soient données, et les échos apparaîtront gris sur fond noir.

. En application, voici deux coupes échographiques du foie d'un patient, l'une selon la loi du tout ou rien, l'autre selon l'échelle des gris (figure 6).

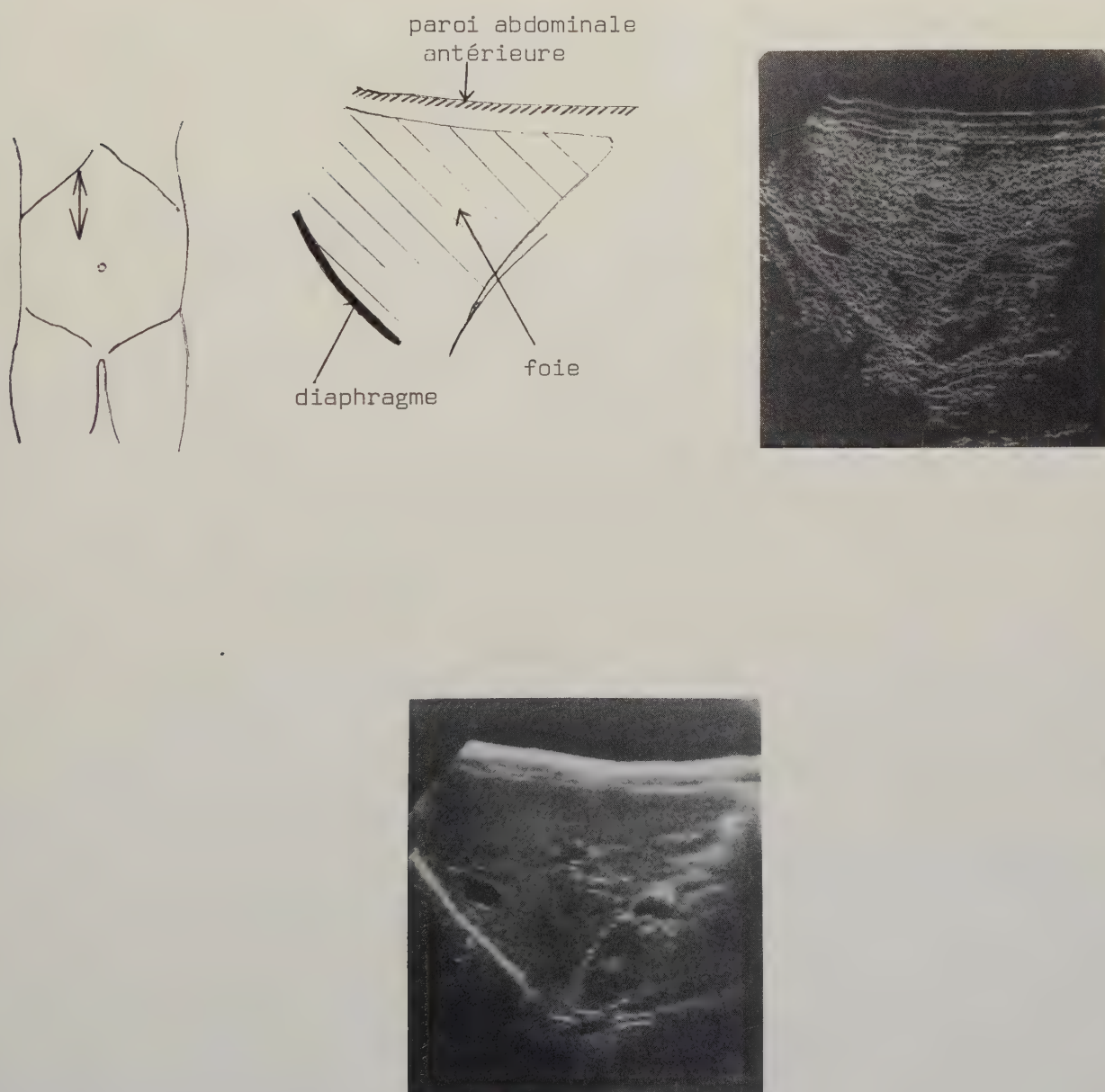


Figure 6

Lorsque le balayage est manuel, l'image obtenue est un instantané immobile.

b) Les appareils "en temps réel", à balayage automatique, remédient à ce point. Chaque seconde, ont lieu de nombreux balayages, chaque balayage donnant une image. La succession rapide des images apporte l'impression de mouvement.

Deux types d'appareillage sont les plus utilisés :

- le premier se sert d'une sonde à mobilisation automatique,
- le deuxième, plus récent, aligne plusieurs sondes fonctionnant l'une après l'autre, chacune ayant son axe d'exploration.

L'inscription de l'image se fait sur un écran d'oscilloscope à rémanence courte.

Le système a des avantages :

- l'image instantanée est mobile et les mouvements peuvent donc être étudiés,
- les plans de coupe peuvent être changés rapidement en continuité, ce qui facilite considérablement le repérage et la représentation tridimensionnelle, en particulier celle des structures vasculaires, que l'opérateur doit réaliser mentalement,
- le flou cinétique n'existe plus.

Il a aussi des inconvénients :

- la précision de la vision focale est moins bonne et les détails sont moins visibles,
- la forme du transducteur et son encombrement rendent impossible certaines incidences.

CHAPITRE VII - ENREGISTREMENT

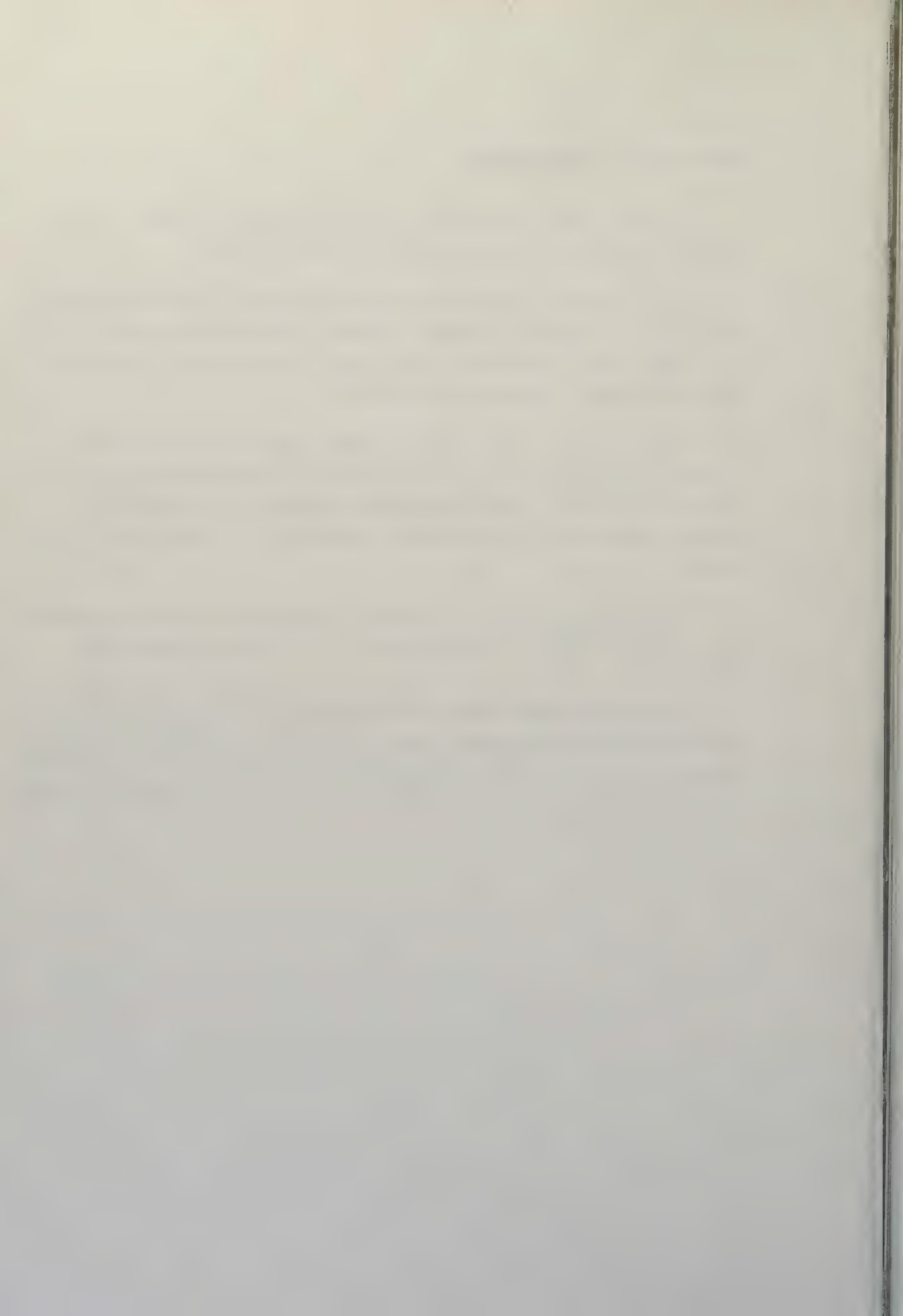
Lors de l'examen échographique, de très nombreuses images sont inscrites sur l'écran, mais seules quelques-unes sont fixées.

Les explorations sont habituellement faites selon les mêmes plans de coupe. Qu'il s'agisse d'un groupe d'organes (hypocondre par exemple), ou d'un organe (rein par exemple), des coupes longitudinales et transversales sont effectuées. D'autres peuvent suivre.

Par convention, si la coupe est plutôt longitudinale, la tête du patient est à gauche et ses pieds à droite sur l'enregistrement. S'il s'agit plutôt d'une coupe transversale, le patient est considéré être face à l'observateur, sa gauche est à la droite de l'observateur et inversement.

L'enregistrement et la fixation de l'image sont faits sur une photographie, sur un papier thermosensible ou sur un film radiographique.

Des mesures peuvent être effectuées soit au moyen d'une échelle centrimétrique affichée dans l'image (une échelle centrimétrique est présente en bas de tous les clichés échographiques montrés dans cet ouvrage), soit à l'aide de deux points lumineux bien placés, la distance qui les sépare étant affichée.



CHAPITRE VIII - FORMATION DE L'IMAGE EN ECHOTOMOGRAPHIE

1) - Diffusion, réfraction et réflexion des ultrasons

Les phénomènes observés, lorsque les ultrasons émis par la sonde atteignent la cible explorée, varient selon la taille de cette dernière, mais seuls les ultrasons renvoyés vers la sonde forment l'image échographique.

Une structure tissulaire de petites dimensions (structure égale ou inférieure à la longueur de l'onde ultrasonore qui mesure environ 0,5 millimètres) diffuse une petite partie des ultrasons, dans de multiples directions. La plus grande partie des ultrasons n'est pas interceptée. Donc, la proportion des ultrasons rejoignant le transducteur est minime, et l'écho est de petite amplitude (figure 7).

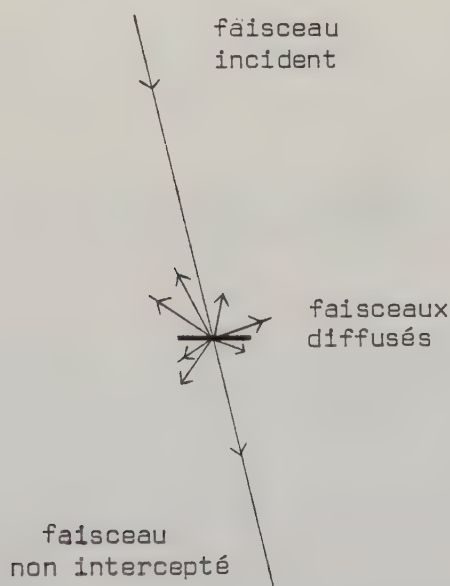


Figure 7

Une structure tissulaire de grandes dimensions diffuse, réfracte et réfléchit une partie importante des ultrasons. Seule une petite partie des ultrasons n'est pas interceptée. Les échos ont une grande amplitude.

L'angle de réflexion est égal à l'angle d'incidence. Si l'angle d'incidence est nul ou très faible, la réflexion se fait dans la direction du faisceau incident ou presque dans sa direction, donc vers la sonde étant donnée la taille de sa surface. Ainsi pour que l'onde réfléchie revienne vers le transducteur, la surface réfléchissante doit être perpendiculaire, ou presque, à la direction du faisceau (figure 8).

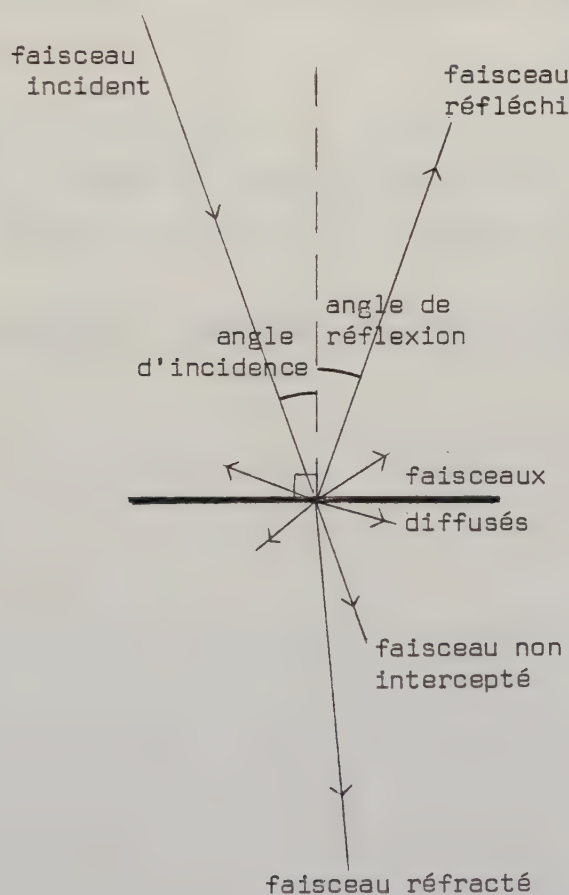


Figure 8

Une structure de grandes dimensions mais de nature particulière (air ou os) intercepte tous les ultrasons et aucune autre structure ne peut être explorée au delà.

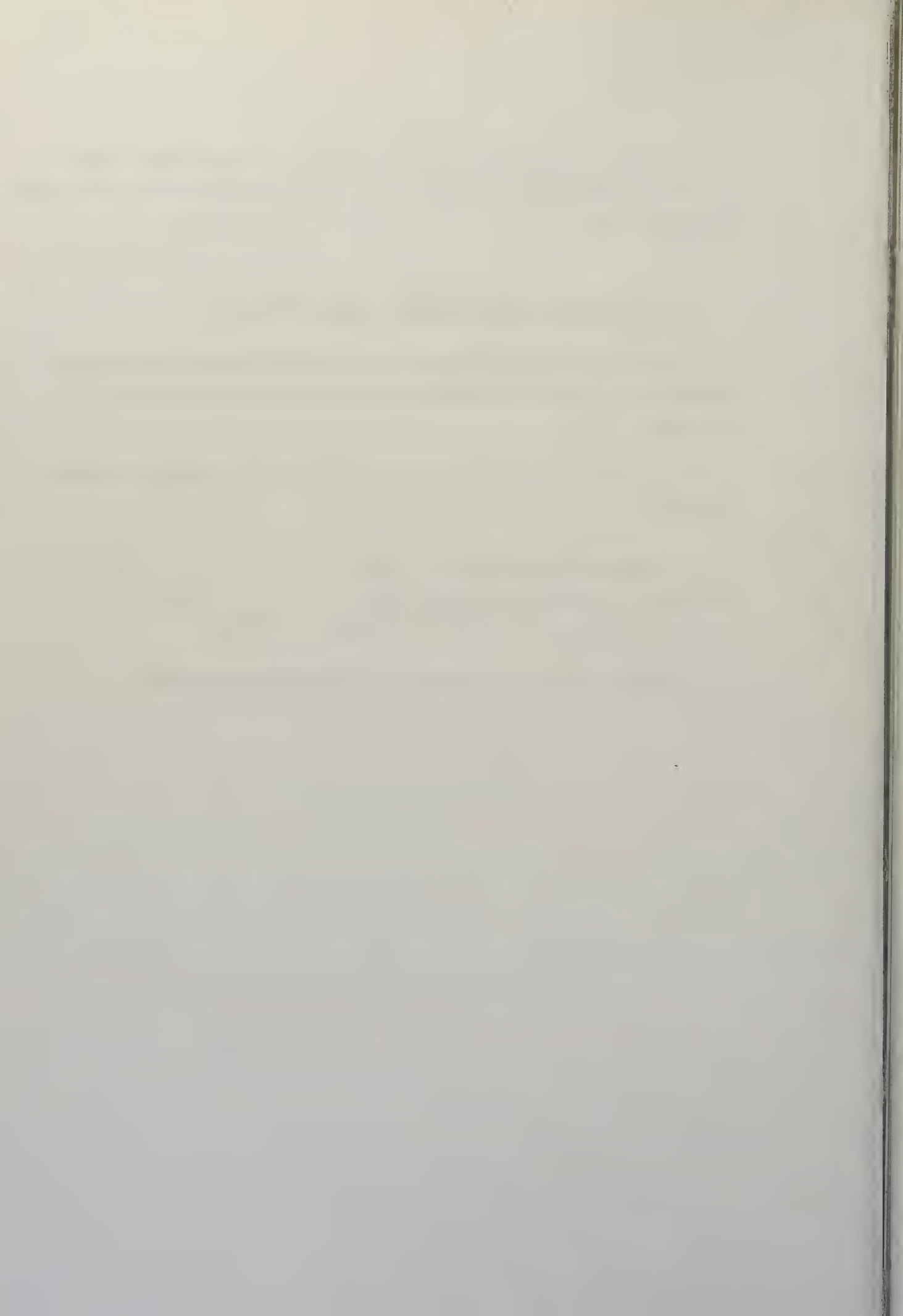
2) - Interface, échostructure et vide acoustique

La diffusion et la réflexion du faisceau ultrasonore, qui donnent naissance aux échos, se produisent lors de son passage au niveau d'une *"interface"*.

Une interface est la limite entre deux zones d'impédance acoustique différente.

L'impédance acoustique d'un milieu est le produit de sa masse volumique par la vitesse des ultrasons dans ce milieu (la masse volumique d'un corps est la masse d'une unité de volume de ce corps).

"L'échostructure" d'un milieu est son aspect échographique.



2ème Manipulation :

Un balayage est effectué dans un récipient contenant de l'eau.

Aucun écho n'est mis en évidence. L'échogramme se réduit au tracé de balayage (figure 9).

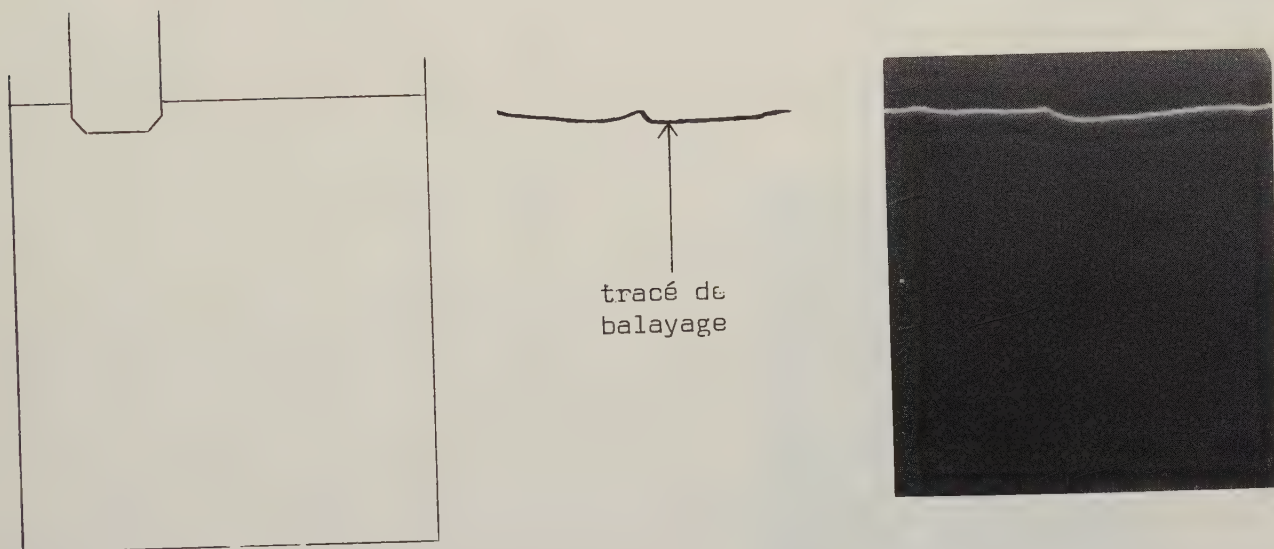


Figure 9

3ème Manipulation :

L'expérience est répétée, de l'huile ayant été mise à la place de l'eau.

Le résultat se réduit aussi au tracé de balayage (figure 10).

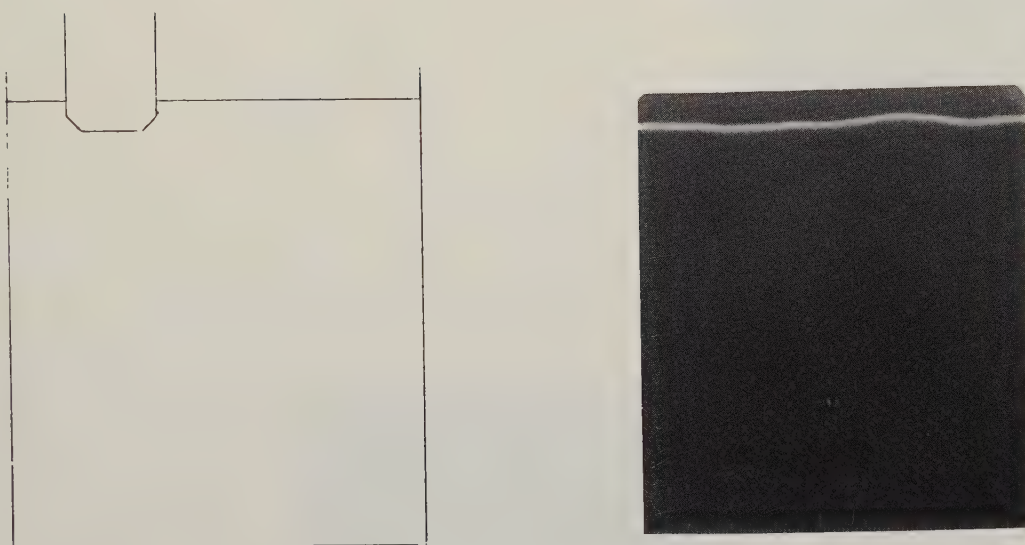
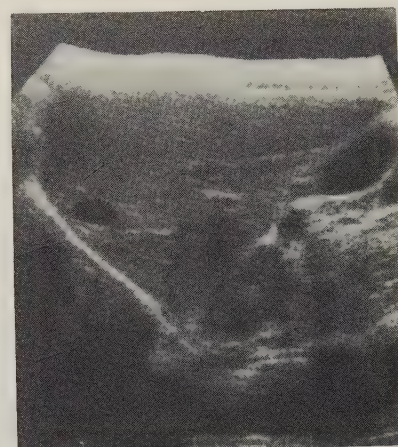
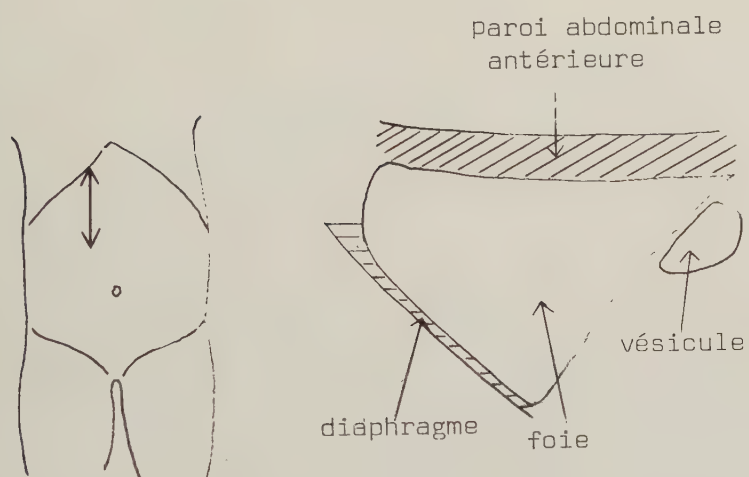


Figure 10

L'absence d'écho, d'une structure "*anéchoïque*", témoigne de l'absence d'interface, c'est à dire de la parfaite homogénéité du milieu. Ce "*vide acoustique*" caractérise les milieux liquidiens.

. La vésicule biliaire pleine de bile est une illustration de vide acoustique (figure 11).



Vésicule agrandie

Figure 11

4ème Manipulation :

Un balayage est effectué dans un récipient contenant en profondeur de l'eau, et en surface de l'huile.

La ligne droite horizontale visible sur la figure 12 représente la séparation des deux milieux.

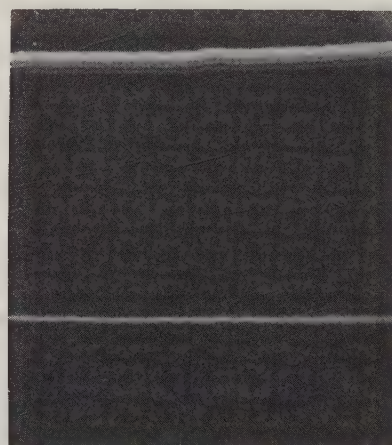
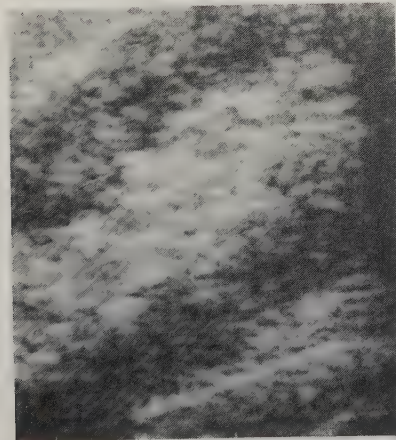
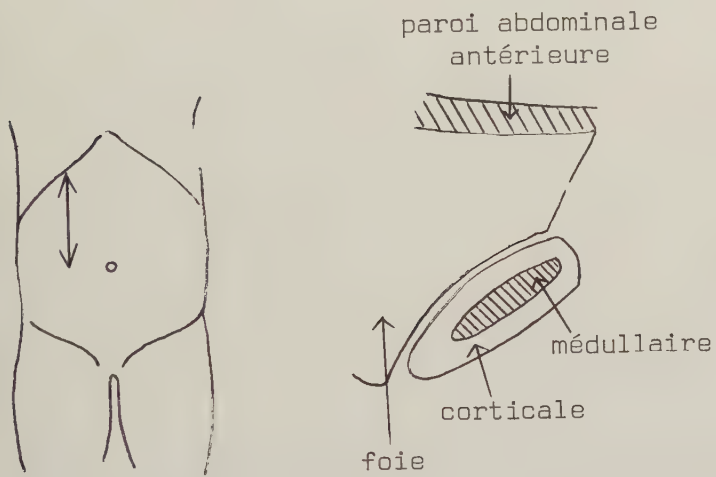


Figure 12

Le faisceau ultrasonore a été réfléchi par l'interface eau-huile,^{7/} qui n'a pas d'épaisseur physique. La diffusion et la réflexion sont dues à la différence d'impédance acoustique entre l'eau et l'huile.

. La surface, limite entre la corticale et la médullaire du rein, est une interface (figure 13).



Rein agrandi

Figure 13

3) - Paroi

5ème Manipulation :

La sonde est déplacée dans un récipient contenant de l'eau et un film radiographique à une profondeur moyenne.

L'image obtenue (figure 14) est une ligne, qui correspond au film, entre deux zones de vide. Cette ligne est une image de "paroi".

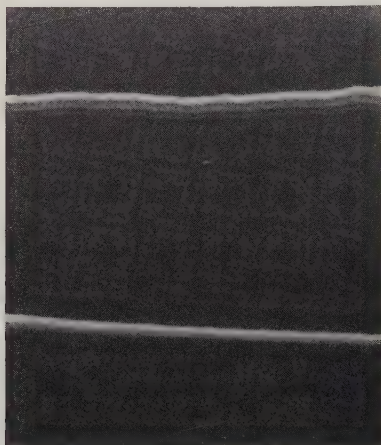
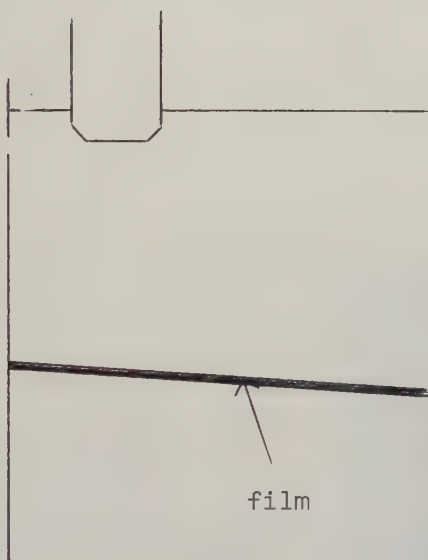


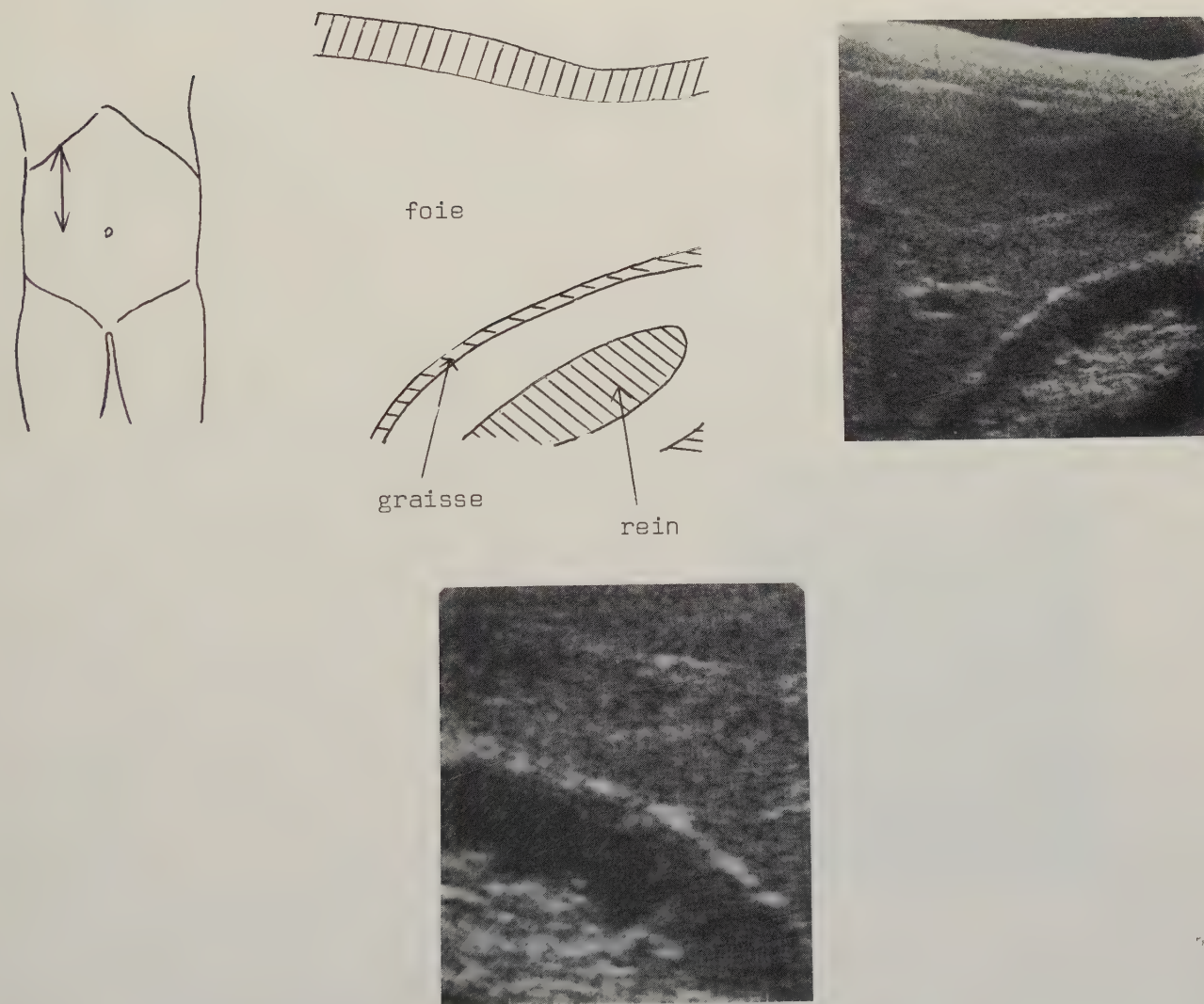
Figure 14

Le résultat est le même si le film radiographique sépare une certaine quantité d'eau d'une certaine quantité d'huile.

La paroi est une structure réfléchissante entre deux milieux de même impédance ou d'impédance différente.

La représentation de la paroi est identique à celle d'une interface.

. La graisse périrénale, séparant dans cet exemple le foie du rein, constitue une paroi (figure 15).



Agrandissement

Figure 15

4) - Structure homogène

6ème Manipulation :

Un balayage est effectué dans un récipient contenant de l'eau et un peu de talc en suspension.

Des échos peu nombreux, de même intensité, régulièrement répartis, sont mis en évidence. L'image obtenue (figure 16) est caractéristique d'un milieu *"microstructuré peu échogène"*.

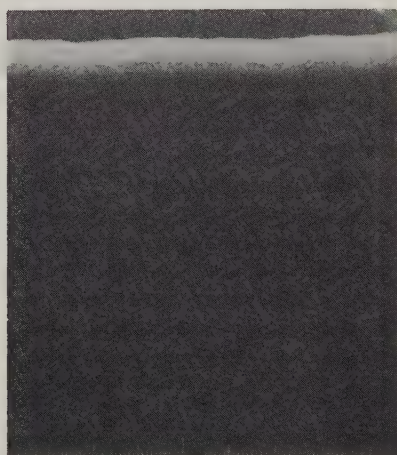
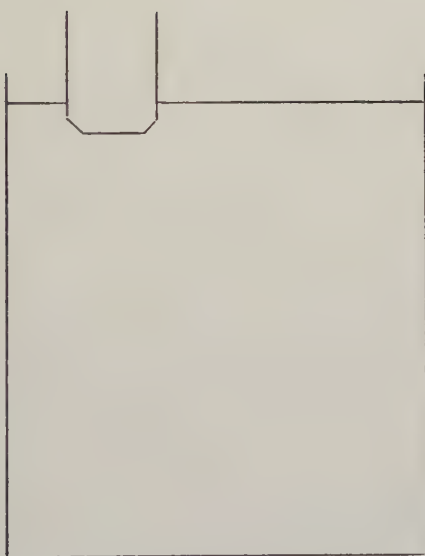


Figure 16

7ème Manipulation :

Du talc est ajouté en grande quantité à la solution précédente.

Les très nombreux échos, de même intensité, régulièrement répartis, obtenus (figure 17) constituent l'image d'un milieu "*microstructuré très échogène*".

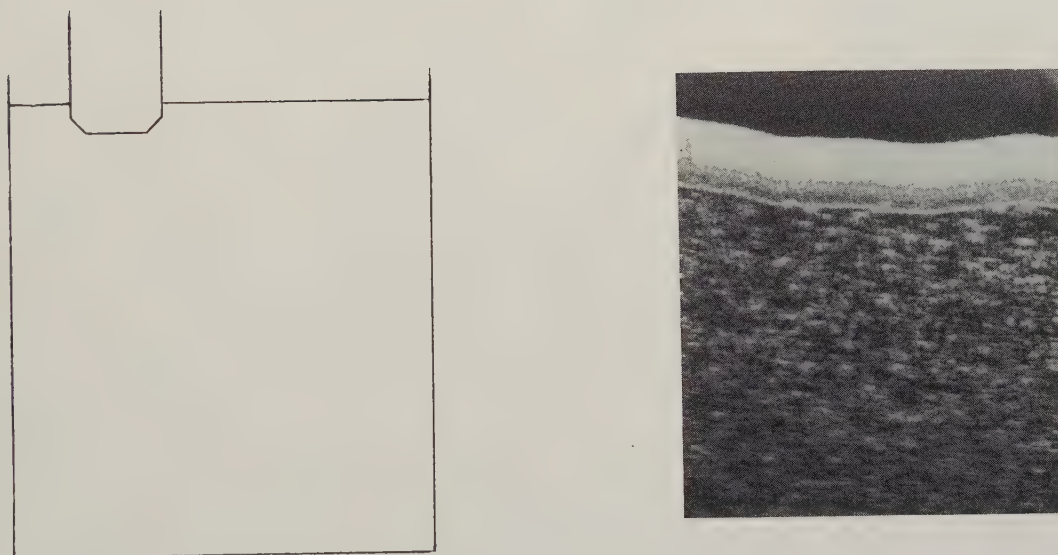


Figure 17

Une habitude de langage est la qualification de "*solide*" donnée à un milieu échogène. Le modèle utilisé, bien que fluide, a l'échostructure d'un milieu solide.

Par un autre abus de langage, le terme "*homogène*" est utilisé pour qualifier un milieu microstructuré. Un milieu homogène, au sens physique du terme, n'est pas échogène.

. Comme le montre la figure 18, la corticale du rein est un milieu "homogène" peu échogène, sa médullaire un milieu "homogène" très échogène.

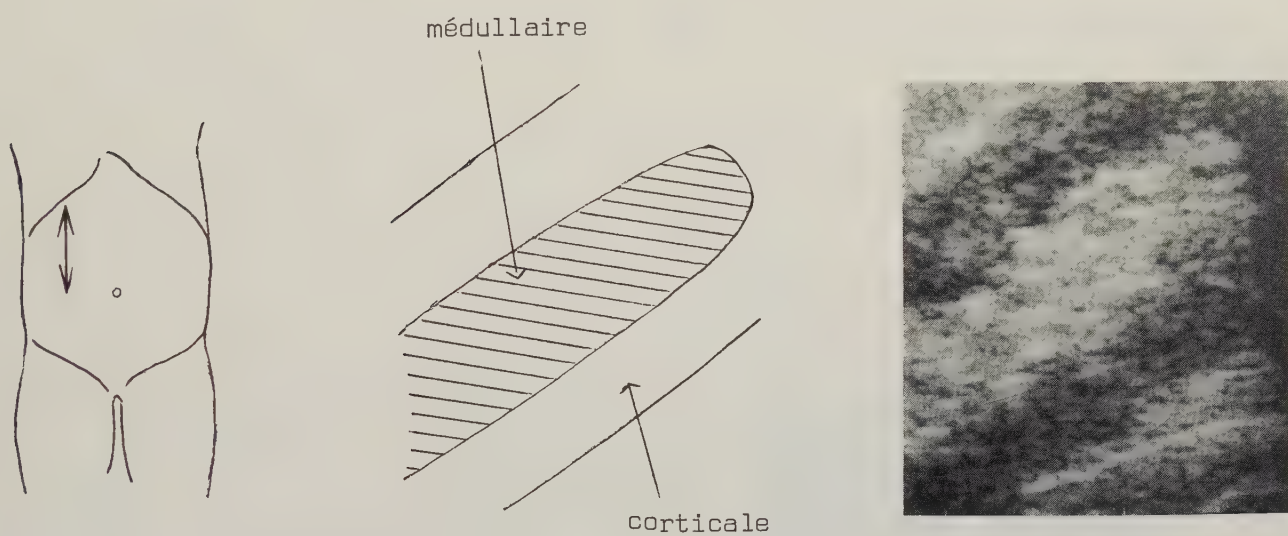
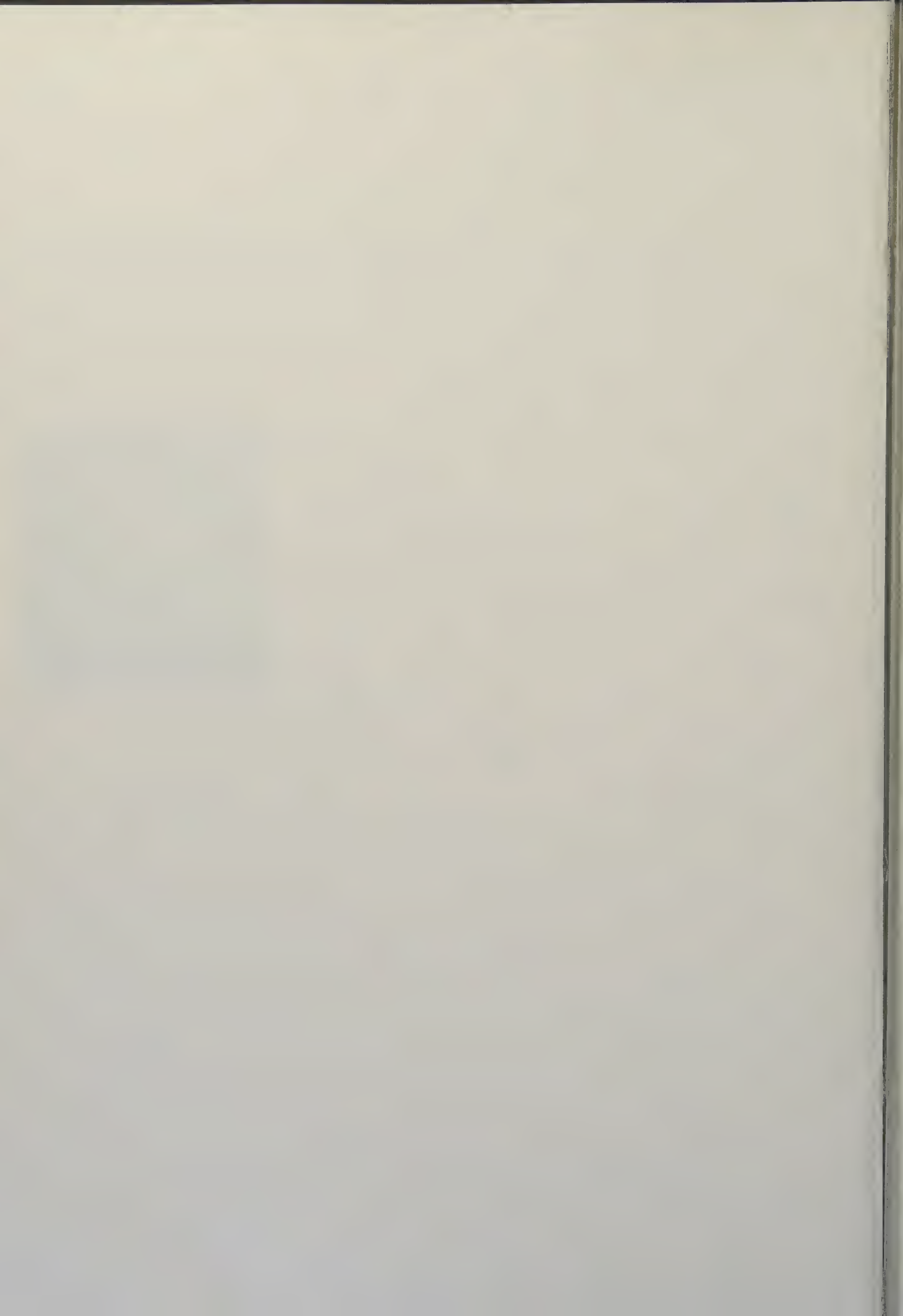


Figure 18



5) - Structure hétérogène

8ème Manipulation :

Dans un récipient contenant un mélange d'eau, d'huile et de talc. un balayage montre (figure 19) des échos d'intensité différente et de répartition irrégulière.

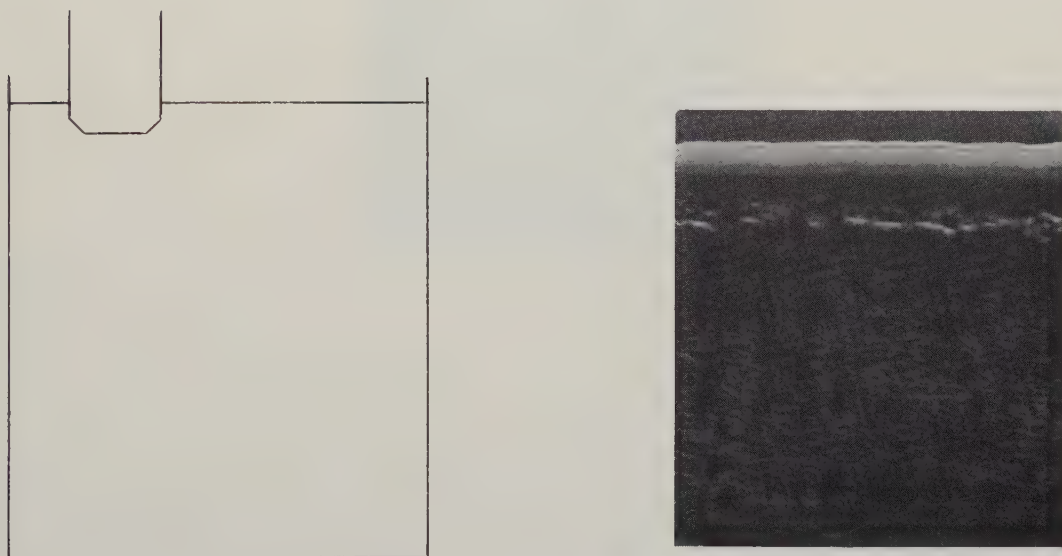


Figure 19

Un milieu échogène "*hétérogène*" comporte des macrostructures (tractus fibreux, calcifications, collections liquides) donnant lieu à des échos d'intensité différente et de répartition irrégulière.

. Un foie métastatique apparait comme un tel milieu (figure 20).

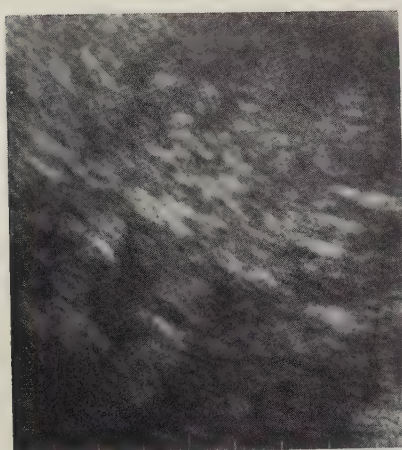


Figure 20

6) - Structure semi-solide

9ème Manipulation :

La sonde est déplacée dans un récipient contenant de l'eau, quelques petits morceaux de papier buvard et une infime quantité de talc en suspension.

Une zone de vide imparfait, avec des échos d'intensité différente très clairsemés (figure 21), définit une structure *"semi-solide"*.

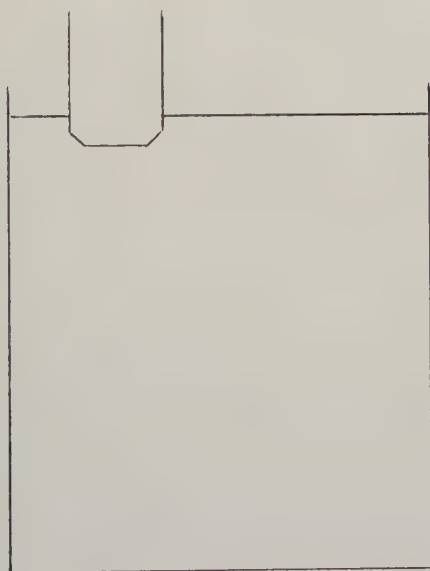


Figure 21

En pratique, ce type d'échostructure correspond le plus souvent à un tissu nécrosé, à un abcès à pus épais, ou à un hématome déjà organisé.

7) - Miroir acoustique

Les variations, selon les milieux, de l'impédance acoustique sont plus dues aux variations de la vitesse des ultrasons dans ces milieux qu'aux variations de densité de ces milieux. La vitesse de propagation est presque identique dans les tissus mous et dans les liquides (environ 1600 m/s), mais elle est très faible dans les gaz (331 m/s dans l'air) et très importante dans l'os (4080 m/s). Donc l'impédance acoustique des tissus mous, ou celle des liquides, est très différente de celle de l'air ou de celle de l'os, mais les tissus mous n'ont entre eux que de faibles différences d'impédance acoustique.

L'importance de la différence des impédances acoustiques détermine l'amplitude des échos. Ainsi, les échos des interfaces des tissus mous sont petits. Par contre, les interfaces entre tissus mous ou liquides, et air ou os donnent lieu à des échos de grande amplitude.

10ème Manipulation :

Dans un récipient contenant de l'eau, est placé un film radiographique à une profondeur moyenne. Un balayage est effectué, la sonde étant élevée hors de l'eau au milieu du balayage.

La paroi n'est pas visible lorsque de l'air est entre le transducteur et l'eau (figure 22).

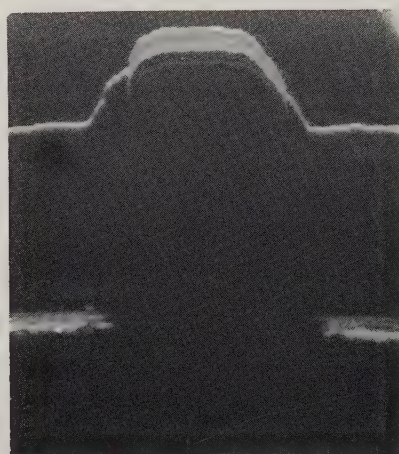
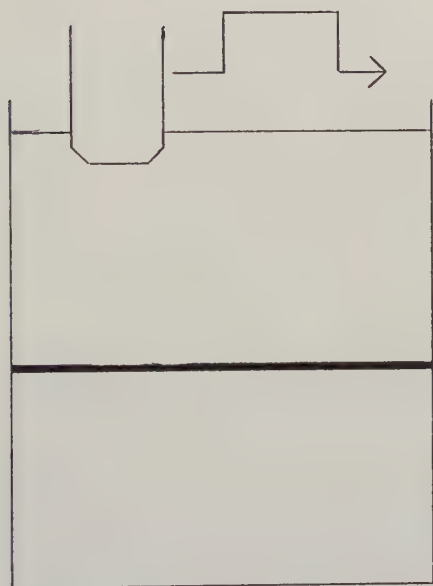


Figure 22

11ème Manipulation :

Dans le récipient, est ajouté à faible profondeur un bâton de craie.

La figure 23, résultat d'un balayage, représente une interface en arc, de grande intensité, correspondant au bâton de craie, et le film de part et d'autre du bâton. Le film n'est pas visible au dessous du bâton de craie.

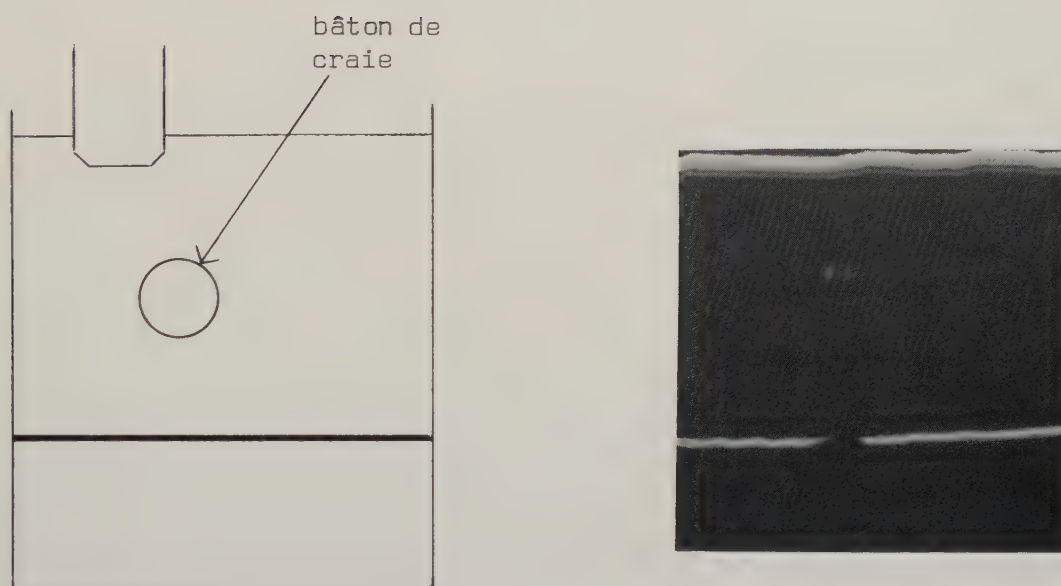


Figure 23

Si l'expérience est effectuée avec un doigt de gant chirurgical plein d'air mis à la place du bâton de craie, le résultat est identique.

L'impédance acoustique de la craie diffère tellement de celle de l'eau que presque tout le faisceau ultrasonore est intercepté à leur interface.

Presque aucun ultrason ne peut donc continuer et définir la portion de la paroi située sous le bâton de craie. Le contour supérieur du morceau de craie constitue un "*miroir acoustique*".

Un miroir acoustique est une interface réfléchissant la quasi totalité du faisceau ultrasonore. Il sépare deux milieux d'impédance acoustique très différente.

Dans l'expérience effectuée avec un doigt de gant plein d'air, le faisceau ultrasonore est complètement réfléchi par l'air, tant l'impédance acoustique de l'air diffère de celle du gant.

En pratique, il est nécessaire d'assurer l'absence d'air entre la sonde et la peau du patient, avec un gel par exemple.

. Les gaz intestinaux représentent souvent un obstacle à la visualisation de l'abdomen. Sur la figure 24, le fond de la vésicule et le pôle inférieur du rein droit n'apparaissent pas.

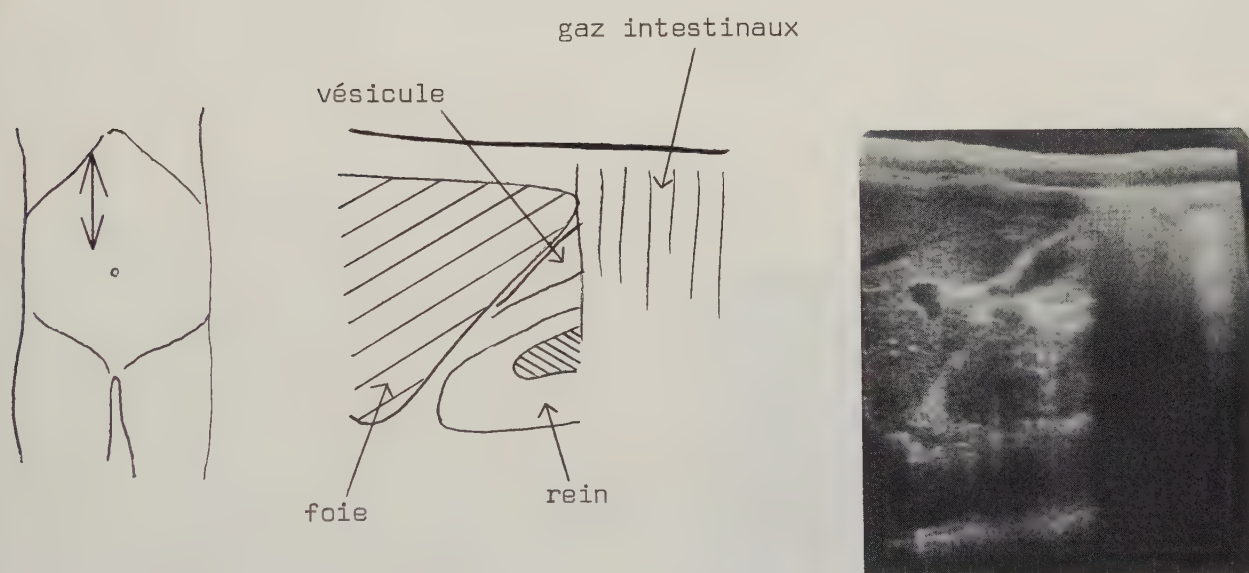


Figure 24

Cependant, la partie du film précédemment invisible peut être visualisée en inclinant le faisceau.

12ème Manipulation :

Avec le même dispositif expérimental que précédemment, est fait un balayage horizontal avec un faisceau, oblique en bas et à droite à gauche du bâton de craie, vertical au dessus du bâton, et oblique en bas et à gauche, à sa droite. Ainsi, le faisceau contourne l'obstacle, et l'ensemble de la paroi est dessiné (figure 25).

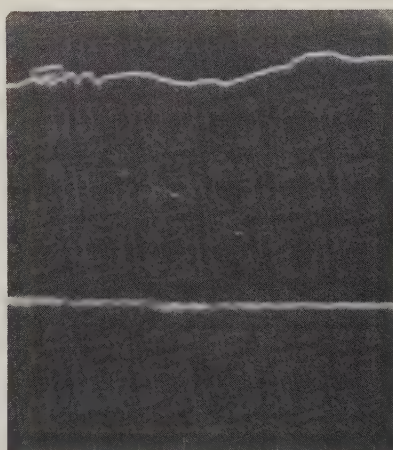
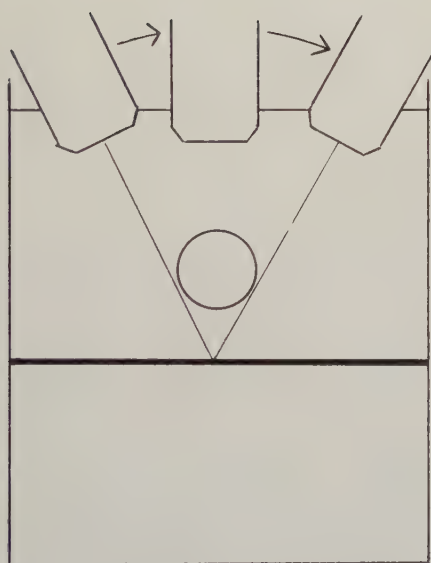


Figure 25

Cependant, si la réflexion des ultrasons par l'air est complète, l'os et le baryum ne constituent que des barrières relatives sur le passage des ultrasons. Ainsi, des échographies employant de basses fréquences peuvent être faites à travers l'os. L'échoencéphalographie en est un exemple.

8) - Ombre acoustique

13ème Manipulation :

Dans un récipient contenant de l'eau et du talc en suspension, est placé un gant chirurgical plein d'air.

Un balayage montre l'absence d'écho sous le gant (figure 26). Il s'agit d'une "ombre acoustique".

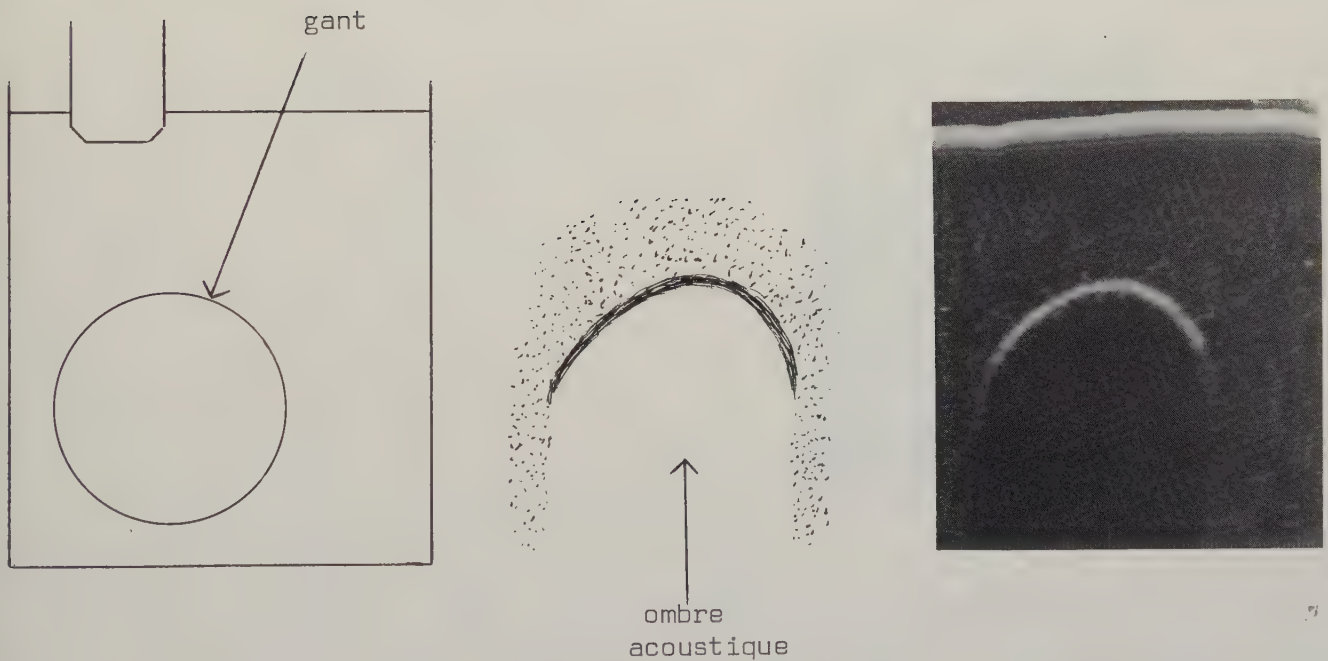


Figure 26

L'interface eau-gant constitue une paroi. L'interface gant-air, elle, constitue un miroir.

Une manipulation faite avec un bâton de craie, mis à la place du gant,

donne le même résultat.

L'ombre acoustique, comme le miroir acoustique, est due à une réflexion totale des ultrasons. Une interception totale se fait sur un miroir, et en arrière du miroir existe une ombre.

. L'exploration échographique des reins d'un patient est faite le plus souvent, ce dernier étant en procubitus. Un cône d'ombre, situé sous chacune des dernières côtes, peut empêcher la visualisation du pôle supérieur (figure 27).

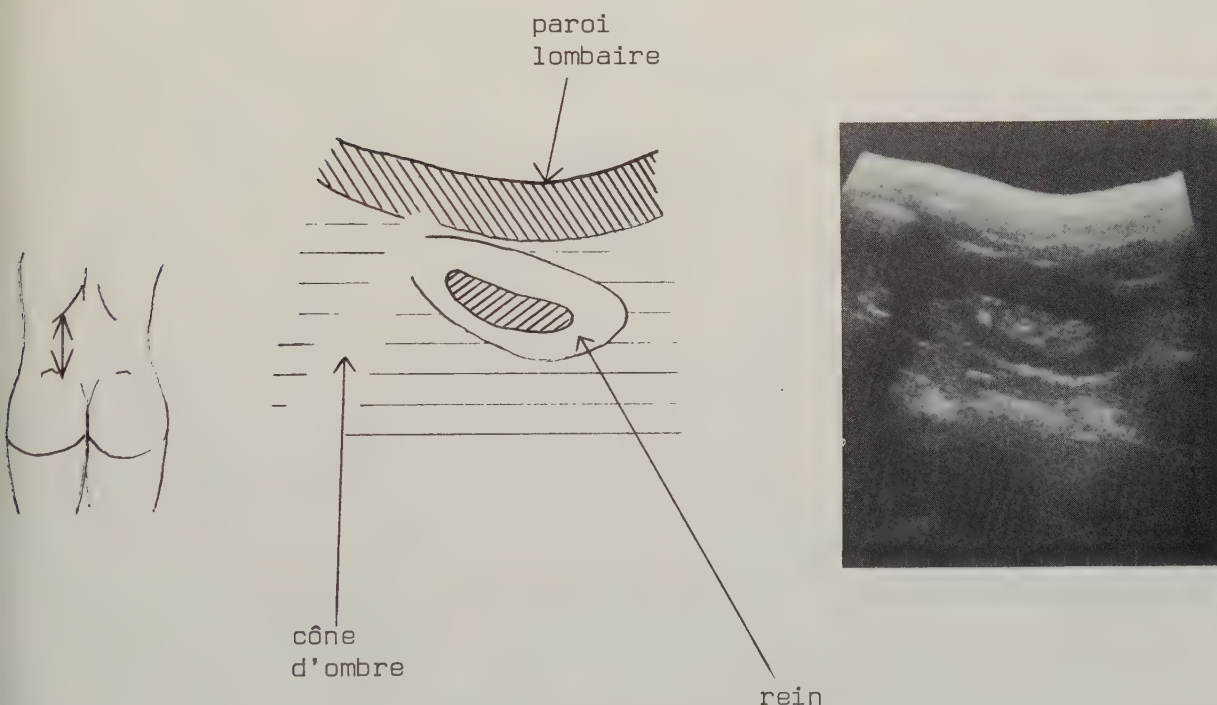


Figure 27

L'inspiration profonde remédie à ce phénomène.

Il est nécessaire en pratique, d'éviter une interposition cartilagineuse, osseuse ou gazeuse, entre la sonde et l'organe examiné qui empêcherait sa visualisation, en effectuant un balayage adéquat, et, dans le cas par exemple d'une exploration utérine, en faisant conserver à la patiente une vessie pleine pour qu'elle refoule les gaz intestinaux.

9) - Renforcement postérieur

14ème Manipulation :

Un gant chirurgical plein d'eau est placé dans un récipient contenant de l'eau et du talc en suspension.

La figure 28 obtenue lors d'un balayage représente un renforcement des échos sous la zone de vide, appelé "*renforcement postérieur*".

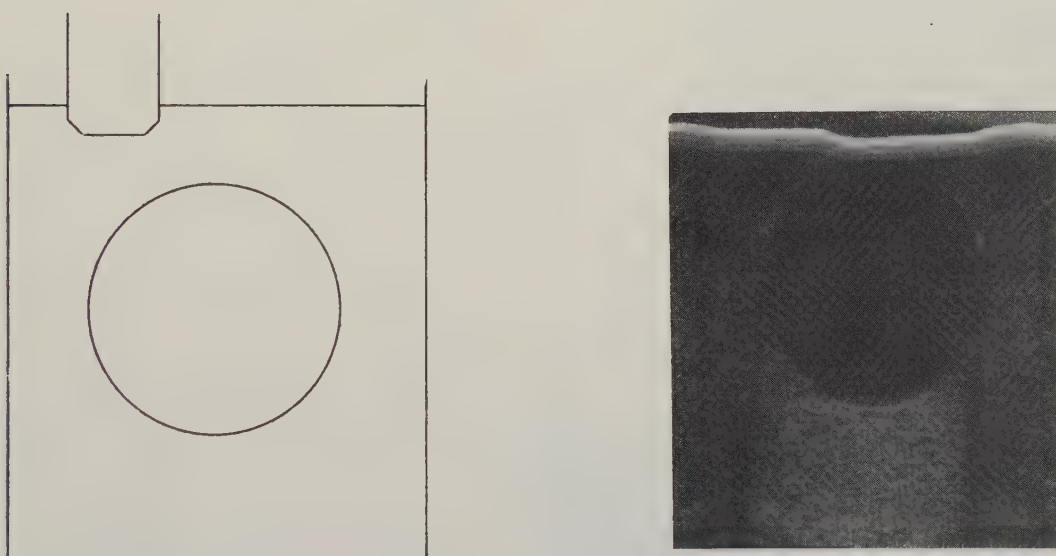


Figure 28

Le renforcement postérieur témoigne de l'absence d'atténuation du faisceau ultrasonore lors de la traversée du liquide. Il est d'autant plus grand que la zone liquide traversée est plus longue. Une petite collection liquide ne présente qu'un renforcement postérieur faible, ou très faible donc non visible.

Le renforcement postérieur est très en faveur de la nature liquide du milieu traversé.

. Une vésicule biliaire pleine présente un renforcement postérieur (figure 29).

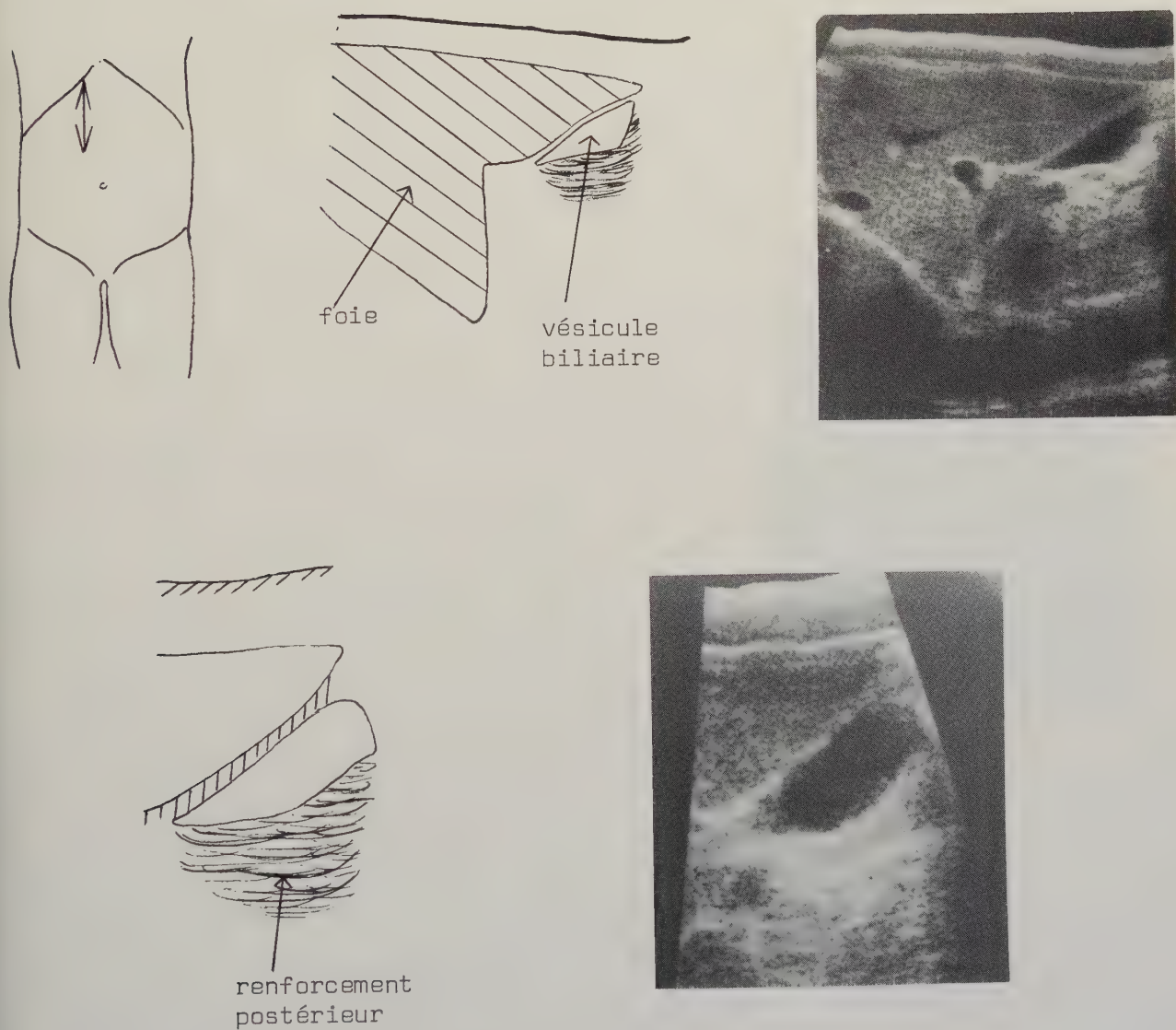


Figure 29

10) - Ombre acoustique et renforcement postérieur

15ème Manipulation :

Dans un récipient contenant de l'eau et du talc en suspension, est mis un gant contenant lui-même un bâton de craie et de l'eau.

La figure 30, résultat d'un balayage, montre un cône d'ombre cachant partiellement un renforcement postérieur.

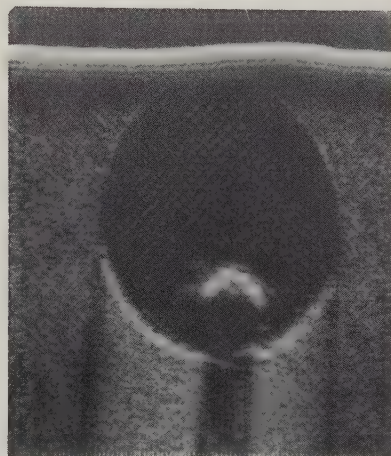
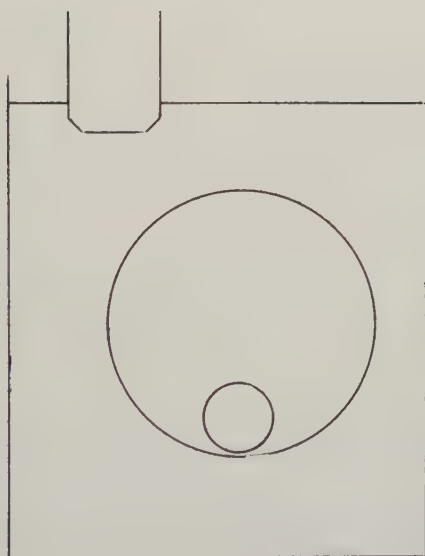


Figure 30

Cette expérience superpose la formation d'un cône d'ombre à celle d'un renforcement postérieur.

11) - Atténuation

16ème Manipulation :

Un balayage est effectué dans un récipient contenant de l'eau et du talc en suspension, avec une amplification égale à toutes les profondeurs (figure 31).

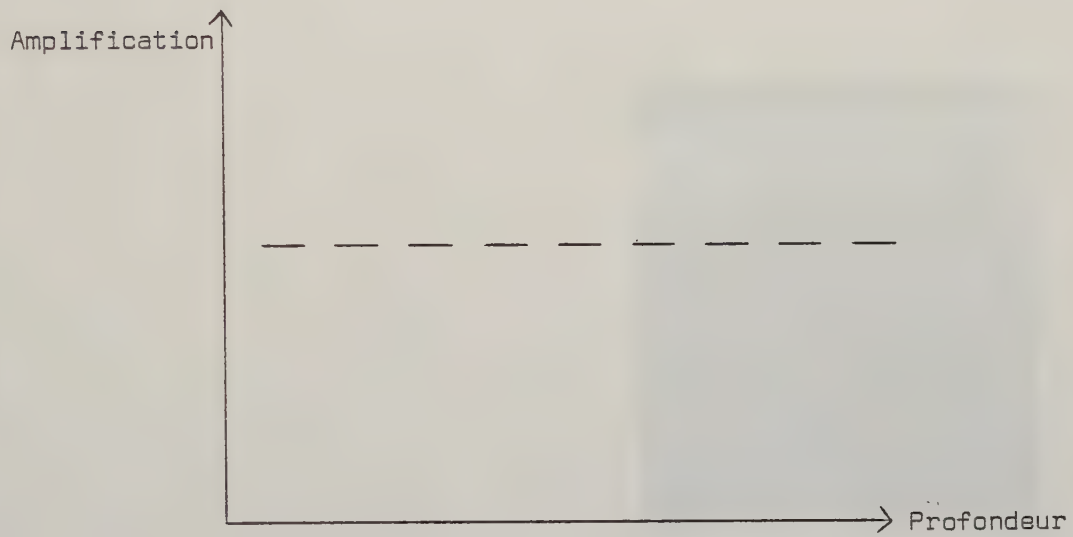


Figure 31

Les échos très nombreux en surface, diminuent progressivement puis disparaissent, la profondeur augmentant (figure 32). Il y a "*atténuation*" du faisceau ultrasonore.

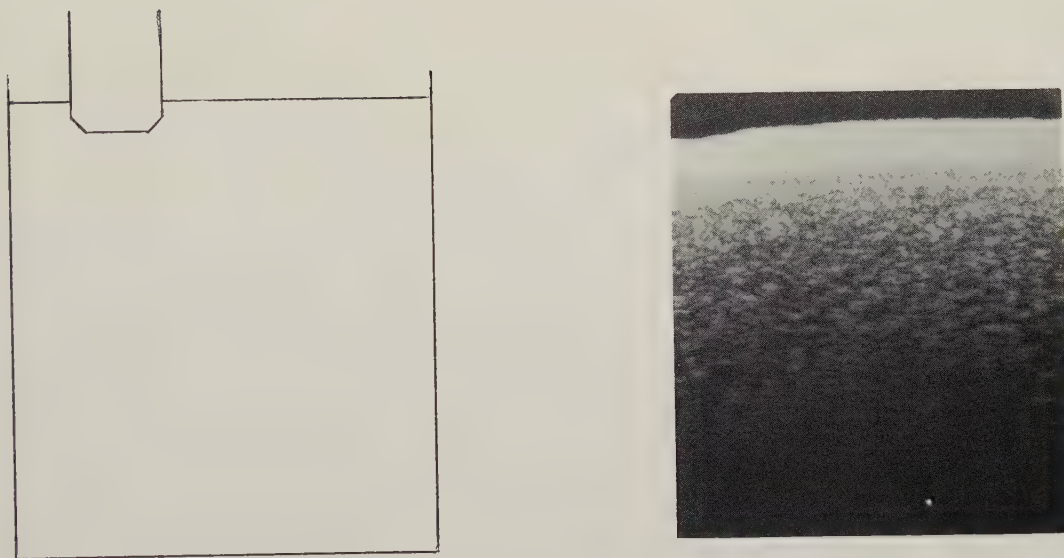


Figure 32

Le faisceau ultrasonore s'atténue en profondeur : à mesure que la profondeur augmente, son intensité diminue par réflexion, diffraction et absorption.

La réflexion et la diffraction de l'onde ont déjà été envisagées. Son absorption est due à la cession de chaleur au milieu vibrant.

L'atténuation est exponentielle. Si, sur un diagramme, l'énergie du faisceau est mise en ordonnée, et la profondeur en abscisse, la courbe obtenue est une exponentielle (figure 33).

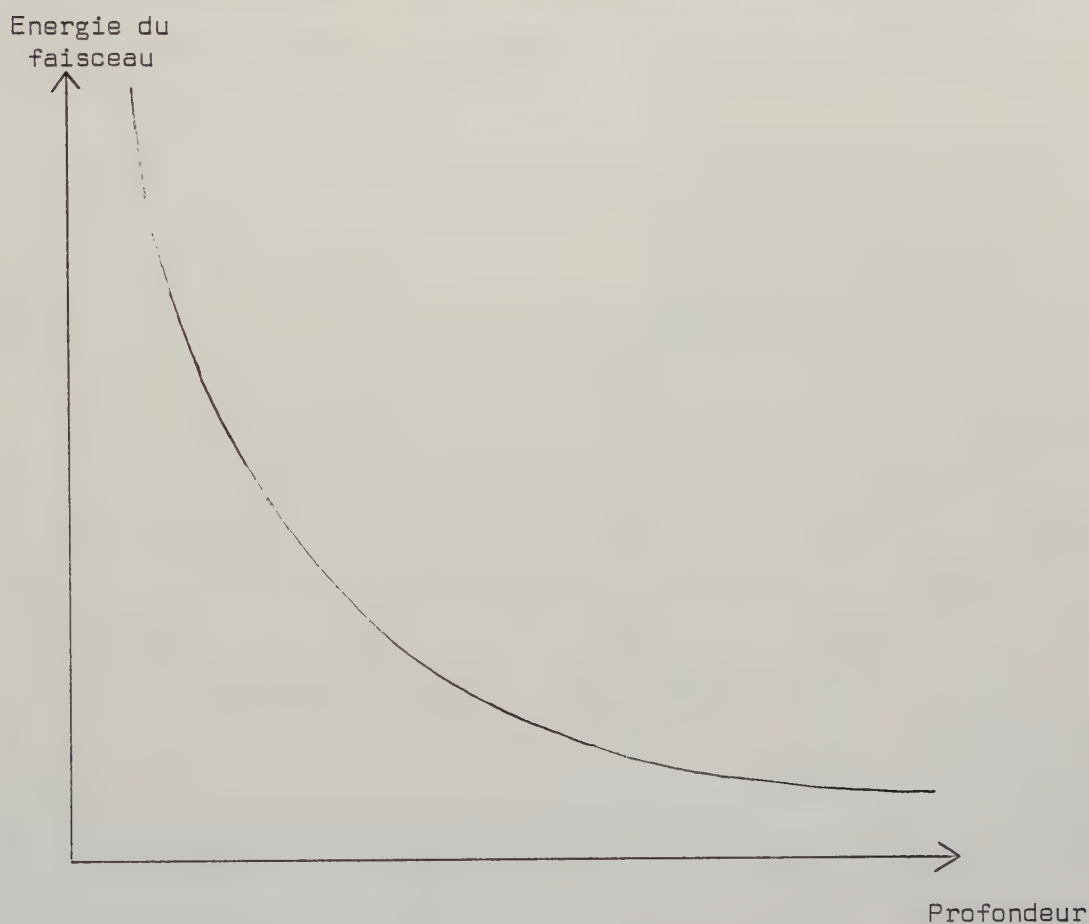


Figure 33

L'atténuation du faisceau est liée à sa fréquence. L'atténuation est d'autant plus importante que la fréquence est plus haute. Une sonde à haute fréquence est utilisée pour une exploration superficielle. Par exemple, une sonde de 5 MHz sert à l'exploration de la thyroïde. Inversement, une exploration profonde nécessite une sonde à fréquence basse. Une sonde de fréquence un peu supérieure à 2 MHz est le plus couramment utilisée pour une exploration abdominale chez l'adulte.

12) - Amplification globale

17ème Manipulation :

Deux nouveaux balayages sont effectués dans le récipient contenant de l'eau et du talc en suspension, avec une amplification des échos égale à toutes les profondeurs. Mais le premier est fait avec une "*amplification globale*" faible (figure 34), alors que le deuxième est effectué avec une amplification globale forte (figure 35).

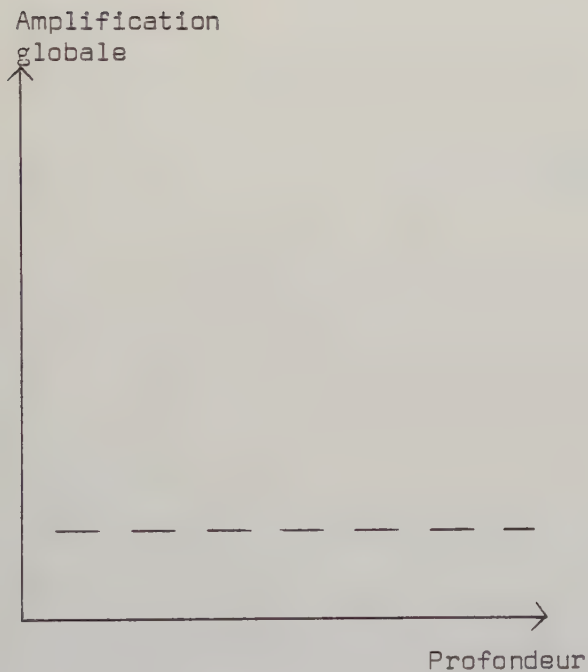


Figure 34

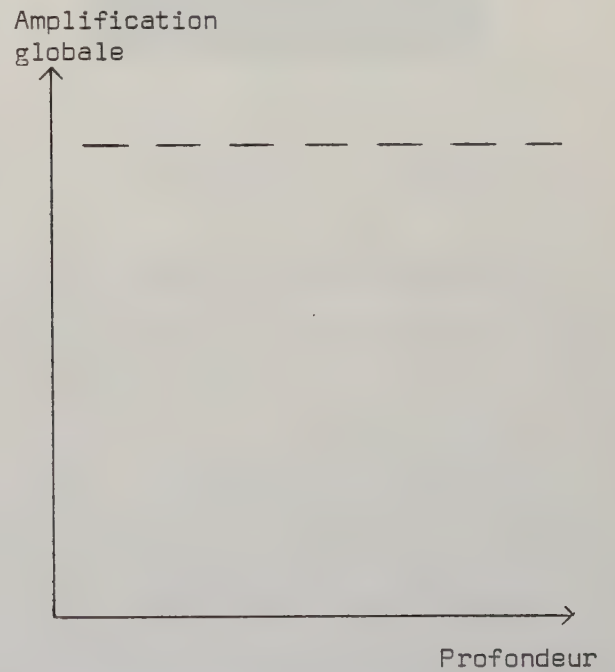


Figure 35

Dans le premier cas, les échos nombreux en surface diminuant progressivement, n'existent plus en profondeur (figure 36).

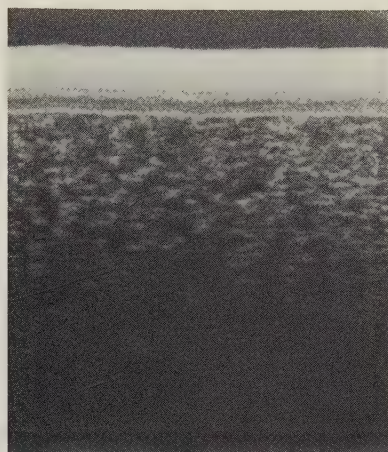
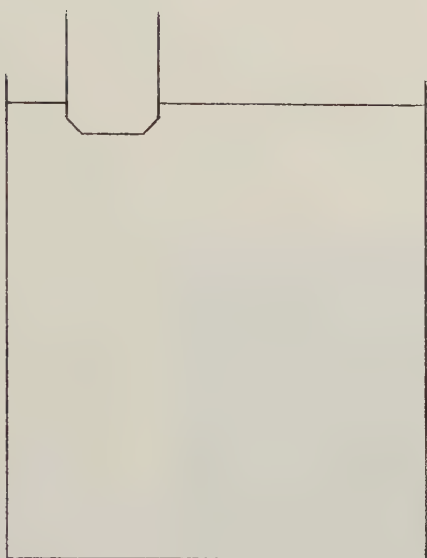


Figure 36

Dans le deuxième cas, si les échos sont nombreux en profondeur, ils sont si nombreux en surface qu'ils ne peuvent être discernés les uns des autres, et que l'image est inanalysable (figure 37).

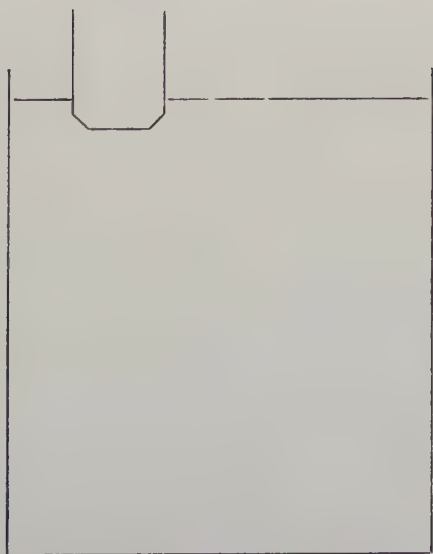


Figure 37

. Voici les images obtenues lors de l'exploration du foie avec une amplification, égale à toutes les profondeurs, faible (figure 38) et forte (figure 39).

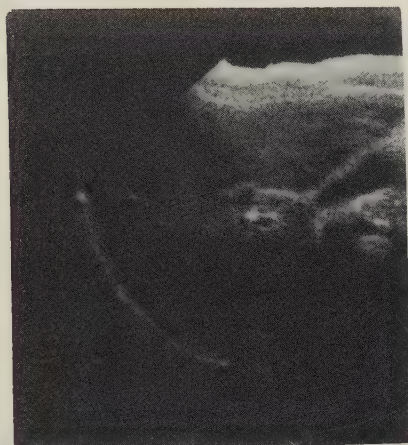
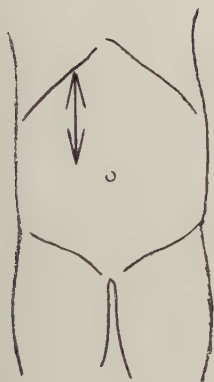


Figure 38



Figure 39

13) - Amplification différentielle

Pour obtenir du milieu solide et homogène, étudié dans la 16ème manipulation, une image harmonieuse faite d'échos nombreux mais discernables les uns des autres, en surface et en profondeur, il est nécessaire de disposer d'autres réglages que l'amplification globale, permettant d'amplifier plus les échos venant des zones profondes du milieu exploré que ceux provenant de ses zones superficielles. Il s'agit de l'"*amplification différentielle*".

L'énergie du faisceau décroissant exponentiellement avec la profondeur, l'amplification doit croître avec la profondeur pour compenser l'atténuation. Ainsi les échos ont la même intensité en surface et en profondeur (figure 40).

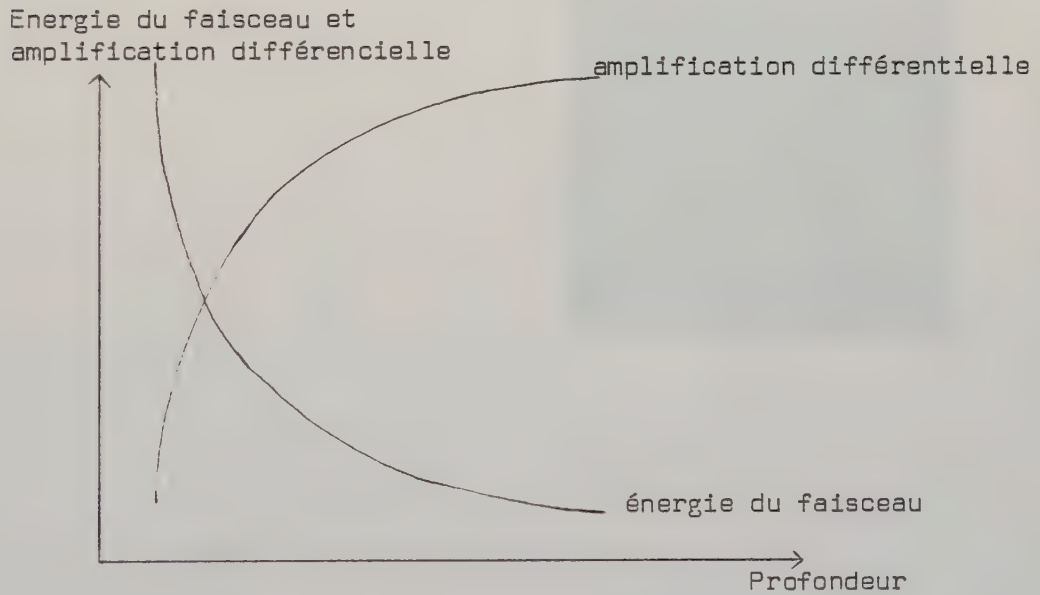


Figure 40

18ème Manipulation :

Un quatrième balayage est effectué avec une amplification croissante de la surface à la profondeur.

Sur la figure 41, les échos sont harmonieusement répartis. Les couches superficielles et les couches profondes sont analysables.

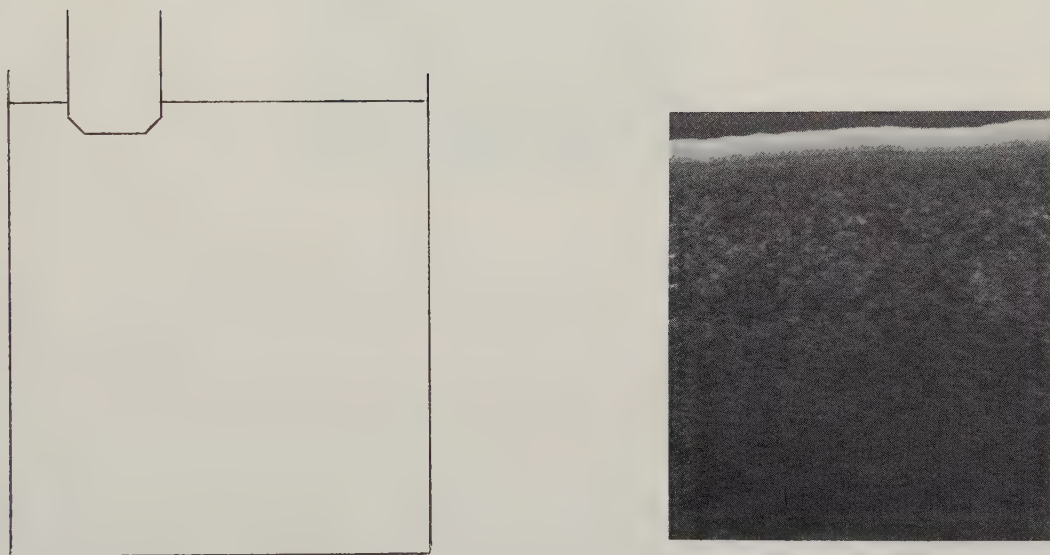


Figure 41

. Il en est de même chez le patient. Le foie, par exemple, est aussi bien analysable au contact du diaphragme qu'en surface (figure 42).



Figure 42

Nombreux sont les appareils qui permettent de matérialiser les courbes d'amplification différentielle ou courbes de gain. Le gain est souvent considéré avec le sens de l'amplification totale, produit de l'amplification globale par l'amplification différentielle.

14) - Faux liquide

19ème Manipulation :

Dans un récipient contenant de l'eau et du talc en suspension, est mis un gant chirurgical plein d'eau et d'une petite quantité de talc en suspension.

Un premier balayage, effectué à l'aide d'une sonde de basse fréquence (2,25 MHz) avec une faible amplification, montre une image de vide à l'intérieur du gant (figure 43).

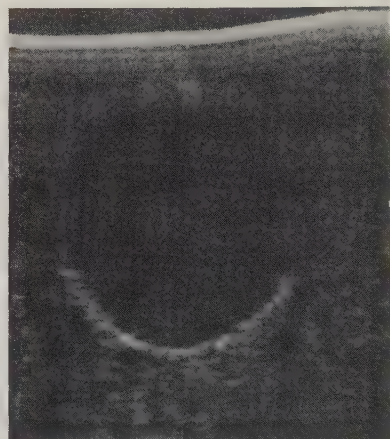
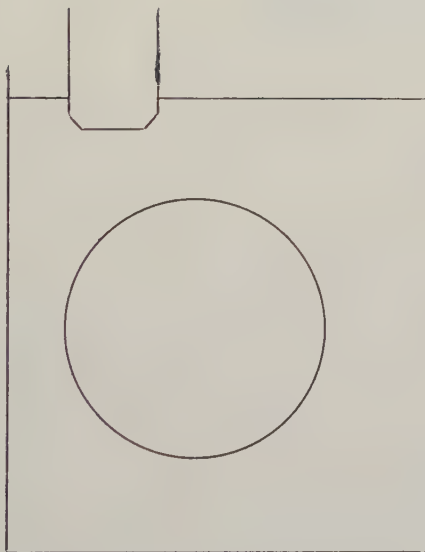


Figure 43

Un deuxième balayage, effectué à l'aide d'une sonde de haute fréquence (5 MHz) avec une forte amplification, révèle une structure solide (figure 44).



Figure 44

A gain faible, un milieu solide apparaît vide. La nature liquide d'un milieu doit être affirmée seulement après que la totale vacuité acoustique ait été vérifiée à différents niveaux de gain, et avec une sonde à haute fréquence.

. Un foie, visualisé avec une faible amplification, apparaît comme une structure liquide (figure 45).

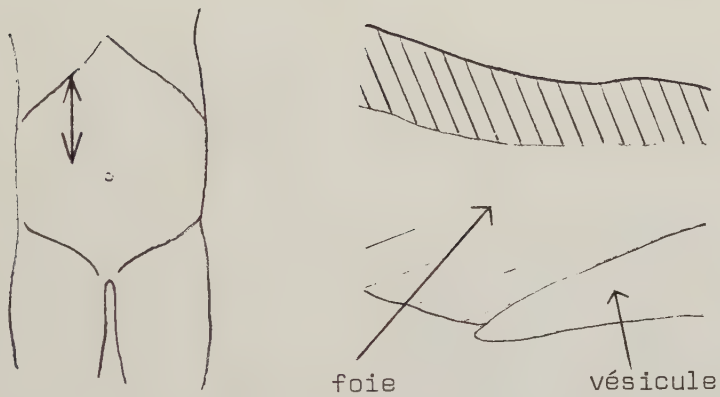


Figure 45

15) - Faux solide20ème Manipulation :

Le gant est rempli d'eau sans talc.

Un premier balayage, effectué à l'aide d'une sonde de basse fréquence avec une forte amplification, montre une échostructure solide à l'intérieur du gant (figure 46)

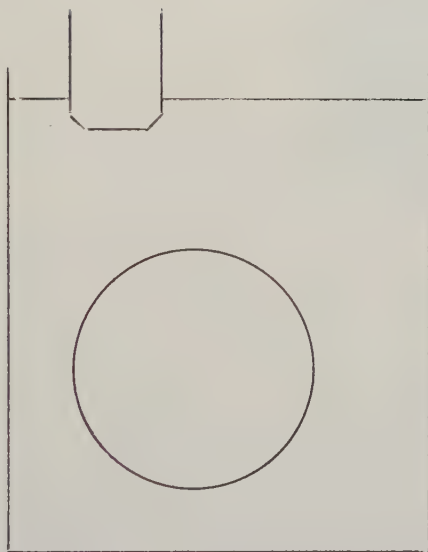


Figure 46

Un deuxième balayage, fait avec une sonde de haute fréquence sans changer l'amplification, révèle une image de vide (figure 47).

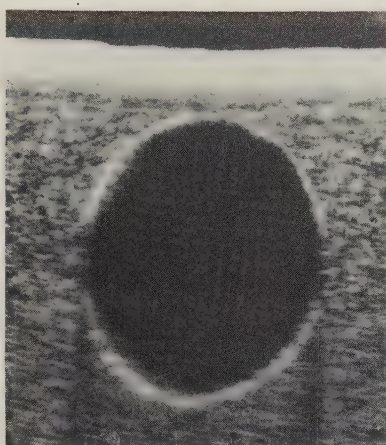


Figure 47

En cas de doute, l'examen doit être répété à l'aide d'une fréquence plus élevée.

Une amplification trop importante fait apparaître des échos parasites.

. La bile contenue dans une vésicule peut apparaître, avec une sonde de 2,25 MHz et à forte amplification, comme une structure solide (figure 48).

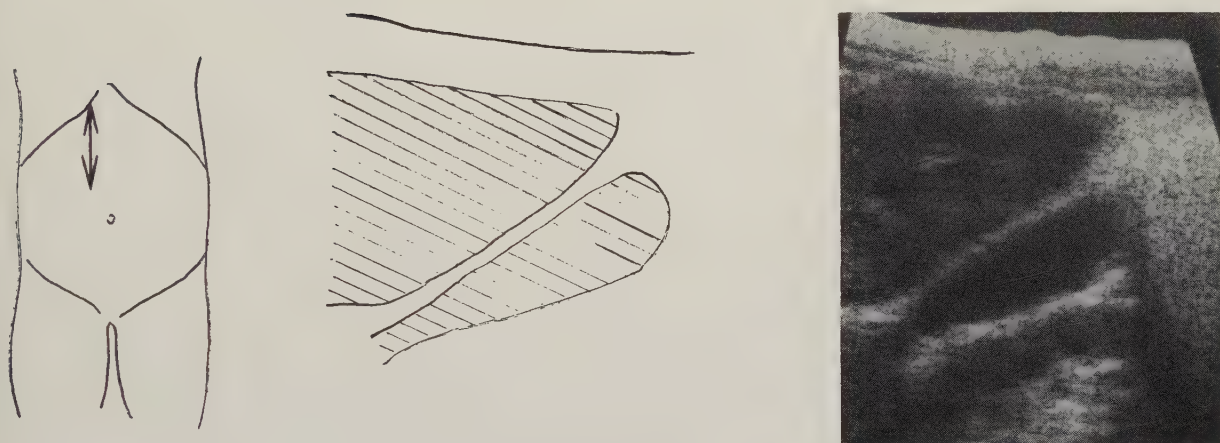


Figure 48

16) - Sphère

21ème Manipulation :

Un gant chirurgical plein d'eau, est placé horizontalement dans un récipient contenant de l'eau.

La figure 49, résultat d'un balayage perpendiculaire au gant, représente seulement deux arcs de cercle, et non un cercle.

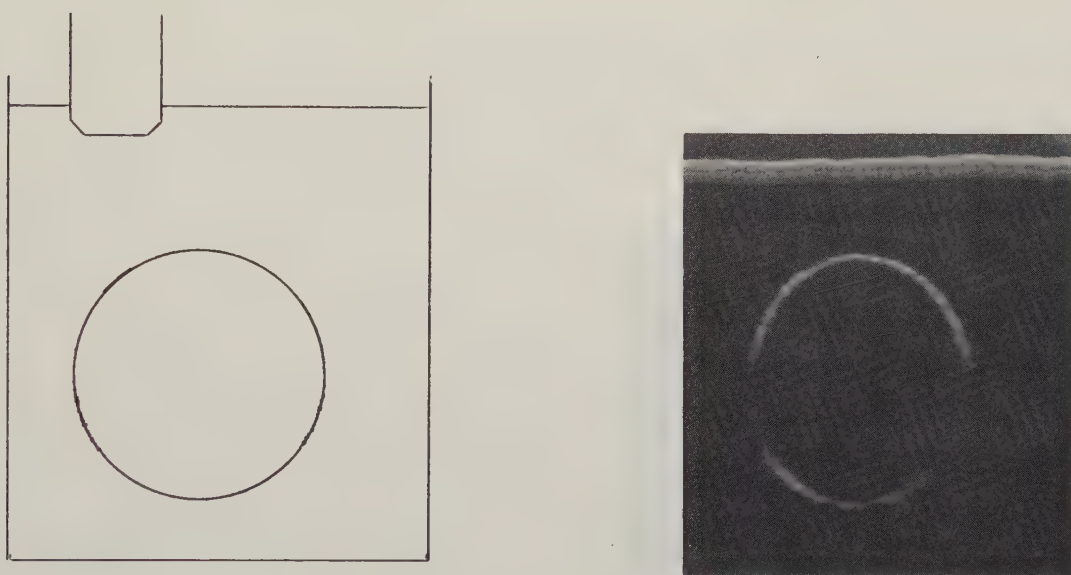


Figure 49

En effet, lorsque le faisceau incident est tangent au gant, le faisceau réfléchi n'atteint pas la sonde, comme le montre la figure 50.

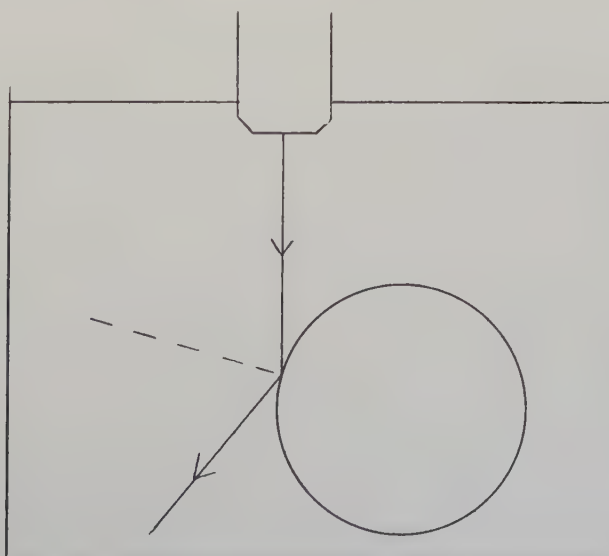


Figure 50

22ème Manipulation :

Le même dispositif expérimental étant utilisé, un balayage d'obliquité variable permet de dessiner un cercle complet (figure 51).

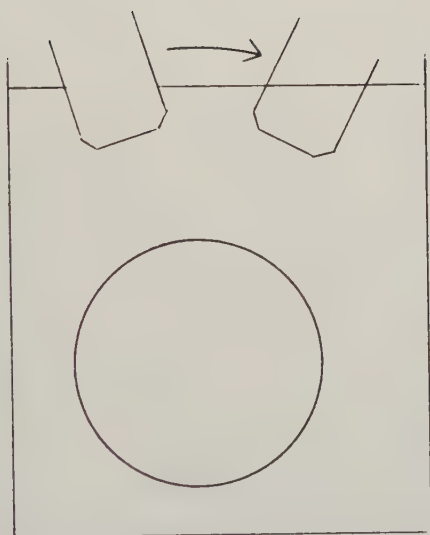


Figure 51

Ainsi, le faisceau ultrasonore n'est jamais toujours tangent à une quelconque portion du gant.

Les formations sphériques, dont la vessie est un exemple, sont nombreuses dans l'organisme.

. Un premier balayage d'une vessie pleine d'urine est fait, le faisceau restant vertical, puis un deuxième, au cours duquel la direction du faisceau est changée (figure 52).

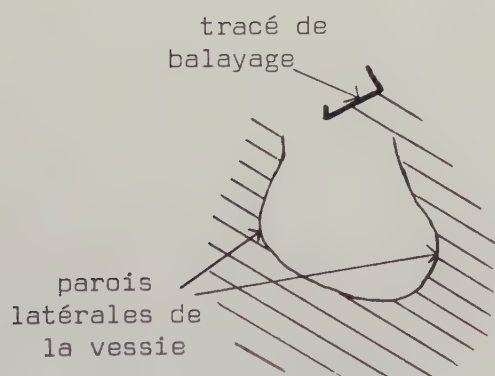
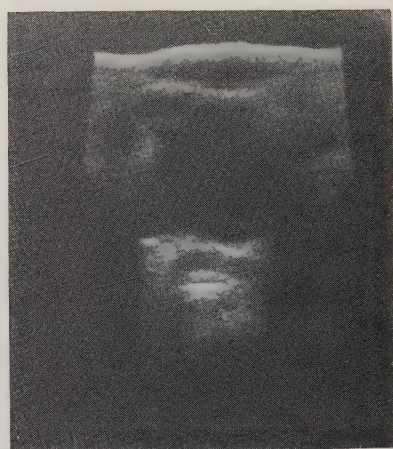
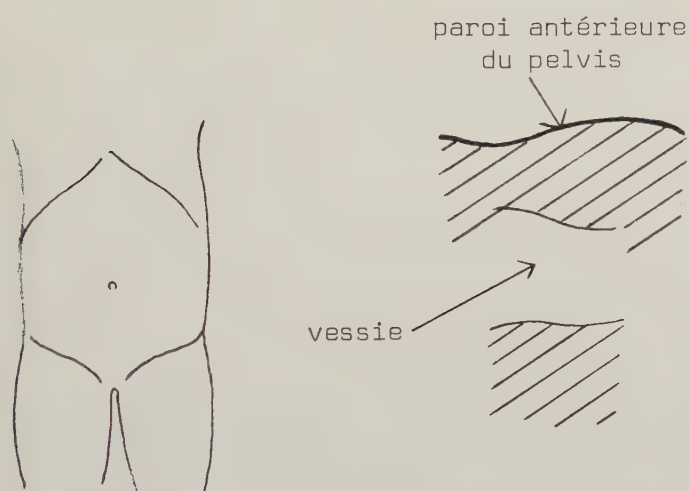


Figure 52

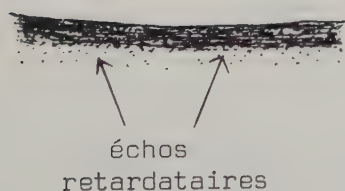
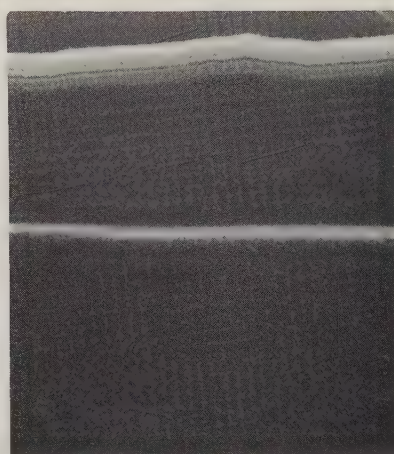
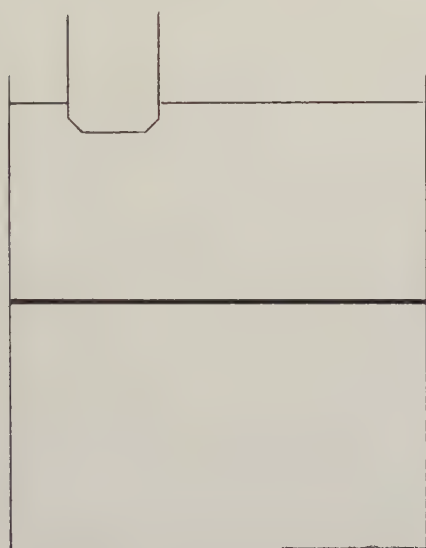
La première vessie obtenue a des parois latérales mal définies alors que la deuxième est entièrement et bien limitée.

17) - Echos retardataires

23ème Manipulation :

Dans un récipient contenant de l'eau et du talc en suspension, est placé horizontalement, à moyenne profondeur, un film radiographique.

La figure 53 montre des échos sous la paroi, dont, ainsi, la limite profonde n'est pas nette.



Paroi agrandie

Figure 53

Les ultrasons ne vont pas toujours directement de la sonde à une interface, et ne reviennent pas toujours directement de l'interface vers la sonde. D'autres interfaces peuvent les dévier puis les remettre dans la direction de la sonde. Le temps écoulé entre l'émission et la réception de ces ultrasons est donc plus long et ces "*échos retardataires*" sont visualisés un peu plus en profondeur (figure 54).

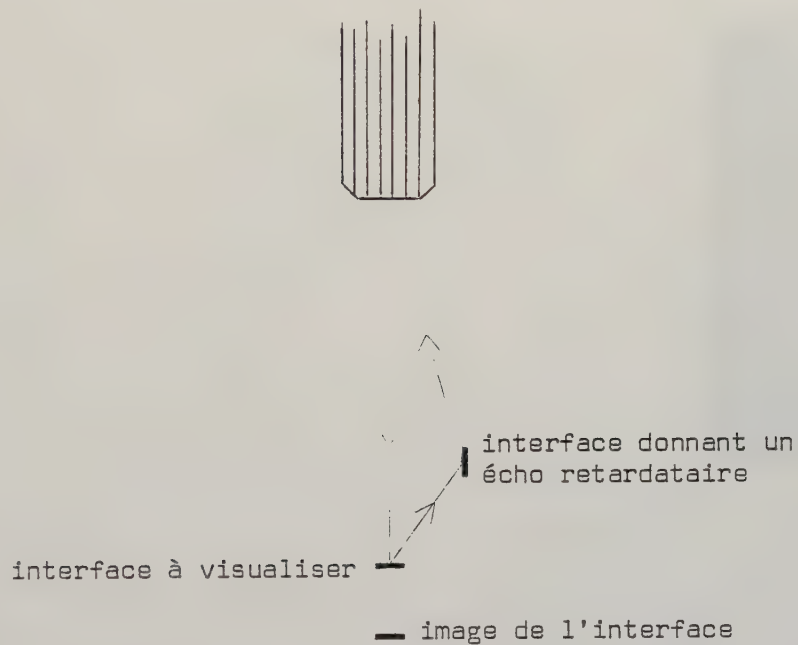


Figure 54

. Sur la figure 55, sont visibles quelques échos à l'intérieur de la vésicule, proches de sa paroi antérieure.

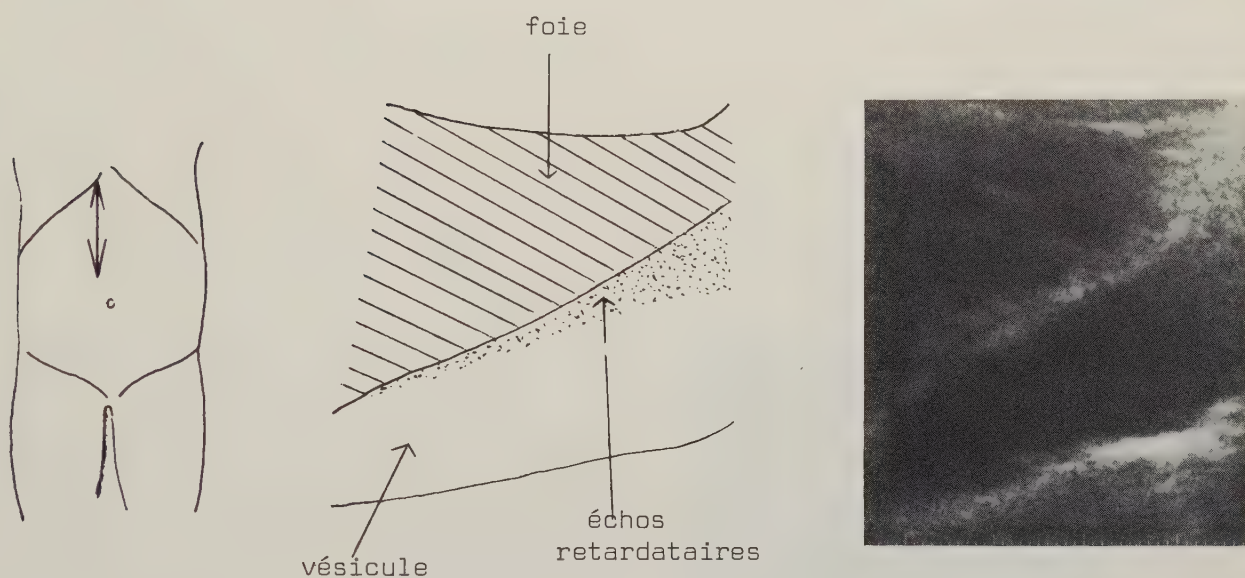


Figure 55

18) - Harmoniques24ème Manipulation :

Dans un récipient contenant de l'eau, est placé horizontalement un bâton de craie.

Le balayage perpendiculaire au bâton de craie montre une interface répétée plusieurs fois (figure 56).

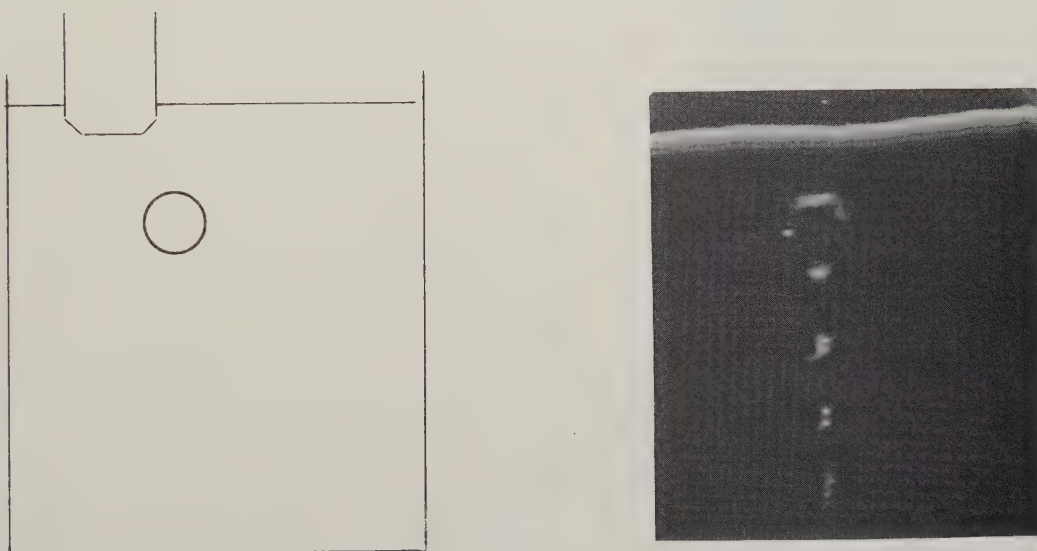


Figure 56

Une partie du faisceau ultrasonore déjà réfléchi sur l'interface, peut se réfléchir à nouveau sur la surface de la sonde, puis être encore réfléchi par l'interface. Ainsi l'écho apparaît deux fois plus profond qu'il est en réalité.

Le va et vient entre la sonde et l'interface peut se répéter de nombreuses fois. L'image de l'interface est alors multiple, chaque réplique étant située à une distance de la sonde multiple de celle de la sonde à l'interface. Les nombreuses images équidistantes sont appelées "*harmoniques*". Seule une partie du faisceau restant étant réfléchi à chaque fois, ces harmoniques sont d'amplitude décroissante.

. La figure 57 représente des harmoniques constituées au niveau de la base d'un poumon entre les côtes, alternant avec des cônes d'ombre situés derrière les côtes.

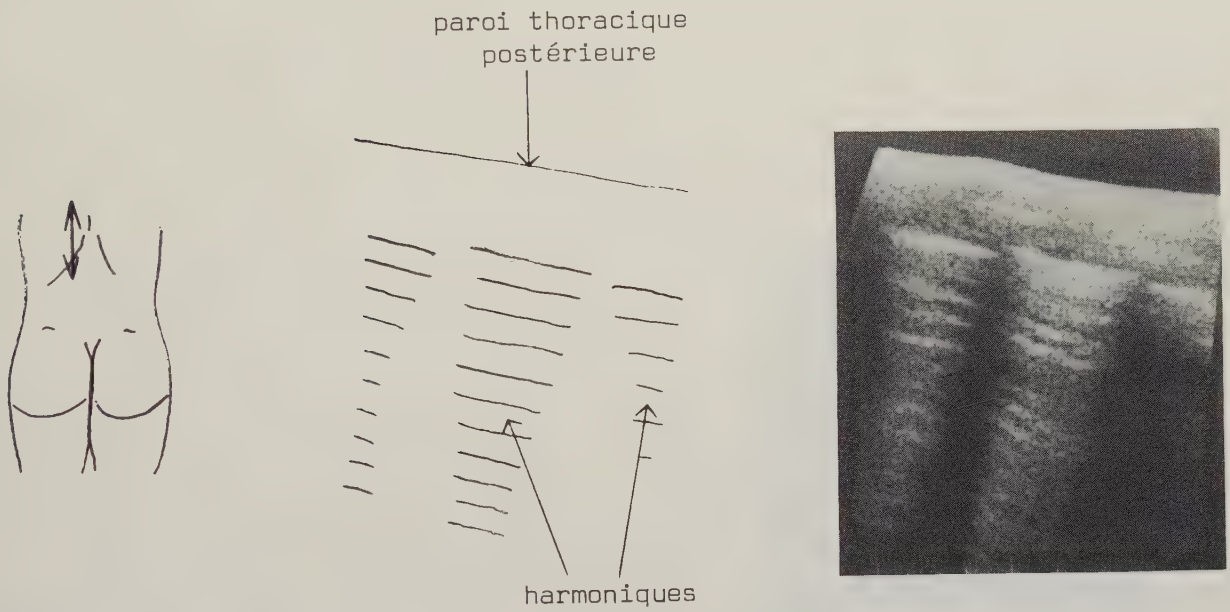


Figure 57

19) - Résolution latérale

25ème Manipulation :

Dans un récipient contenant de l'eau, un fil est tendu horizontalement.

Un balayage perpendiculaire au fil fait apparaître un court trait, représentation du fil (figure 58).

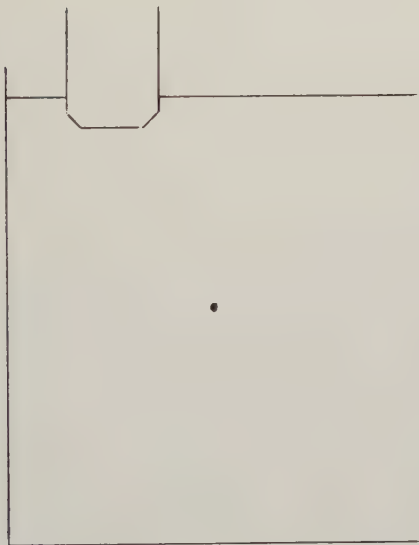


Figure 58

Si le balayage est fait de gauche à droite, le fil passe progressivement de l'extrémité droite du faisceau à son extrémité gauche (figure 59).

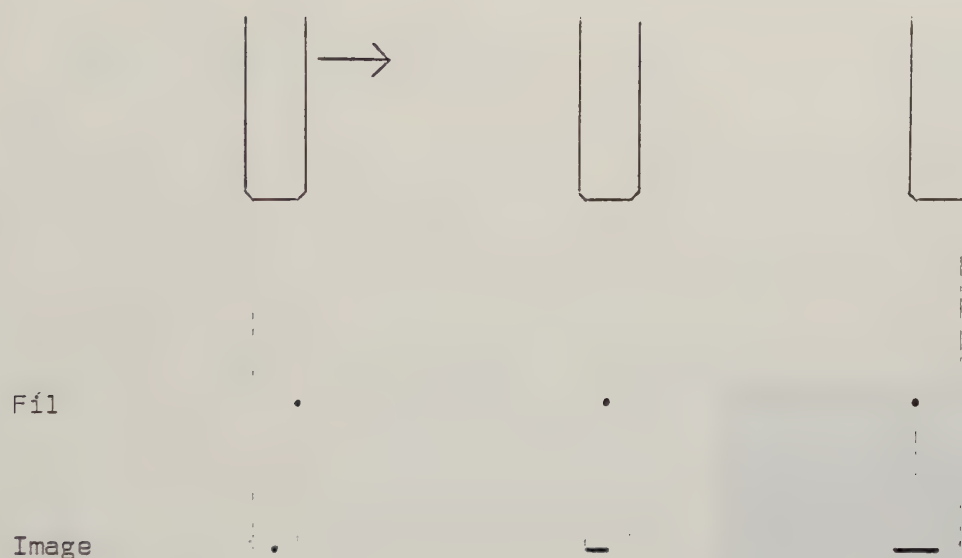


Figure 59

A chaque position du fil dans le faisceau, donc sur une distance égale à la largeur du faisceau, un écho est enregistré sur l'axe de la sonde. Ainsi l'image (d'un point) est un trait, de longueur égale à la largeur du faisceau.

Donc, plus le faisceau ultrasonore est large, plus la résolution latérale est mauvaise.

26ème Manipulation :

Dans le même récipient, un deuxième fil est tendu parallèlement au premier, à une distance égale à la largeur du faisceau, et à la même profondeur que lui.

La figure 60, résultat d'un balayage perpendiculaire aux fils, représente un seul trait, de longueur égale à deux fois la largeur du faisceau.

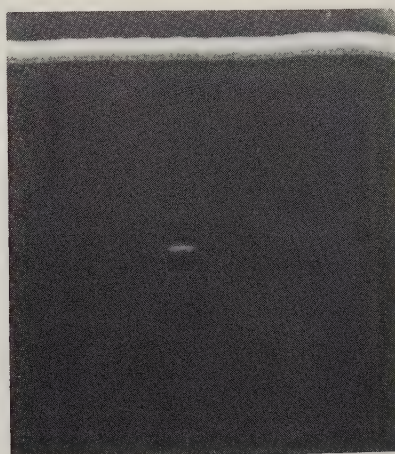
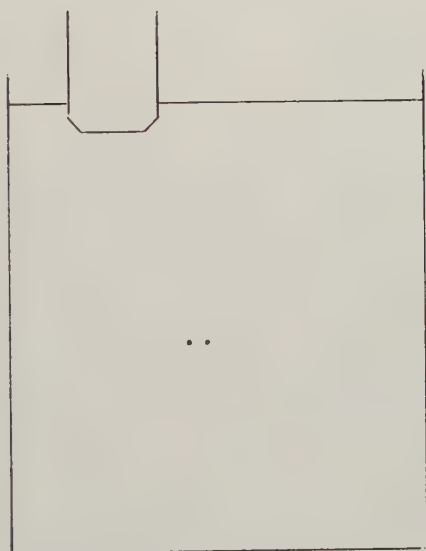


Figure 60

Si le balayage est fait de gauche à droite, d'abord le fil de gauche, qui est seul dans le faisceau, a pour image un trait. Lorsque ce fil quitte le faisceau, le fil de droite y entre, et a pour image un trait, dont l'extrémité gauche est confondue avec l'extrémité droite du fil de gauche. La figure 61 explique ce phénomène.

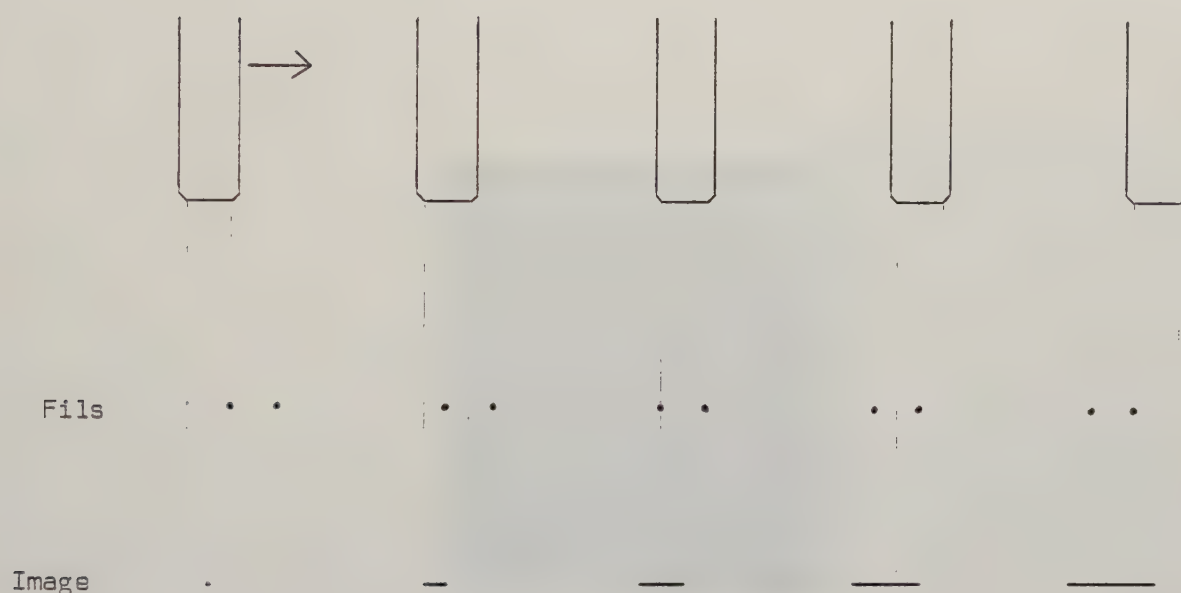


Figure 61

Si les deux fils sont séparés par une distance inférieure à la largeur du faisceau, l'image linéaire de chacun chevauche partiellement celle de l'autre, et la ligne, image des deux fils, a une longueur inférieure à deux fois la largeur du faisceau.

Pour que l'image d'un fil soit séparée de celle de l'autre, les deux fils doivent être distants de plus d'une largeur de faisceau.

Manipulation :

L'image (figure 16) obtenue lors du balayage effectué dans de l'eau contenant du talc en suspension est seulement reprise (figure 62).

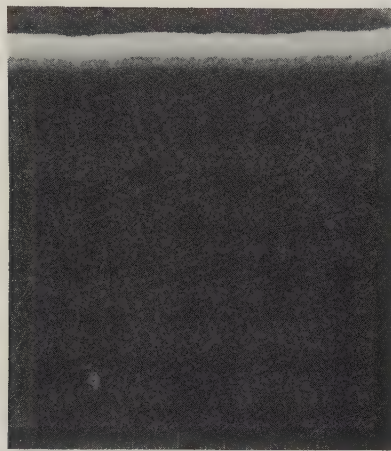


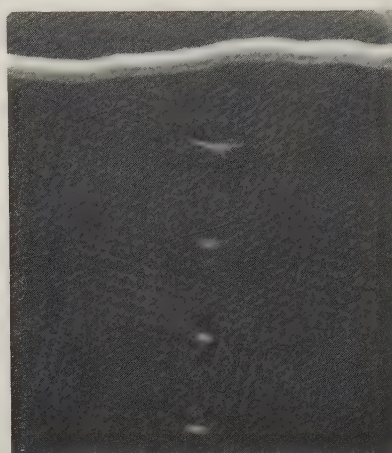
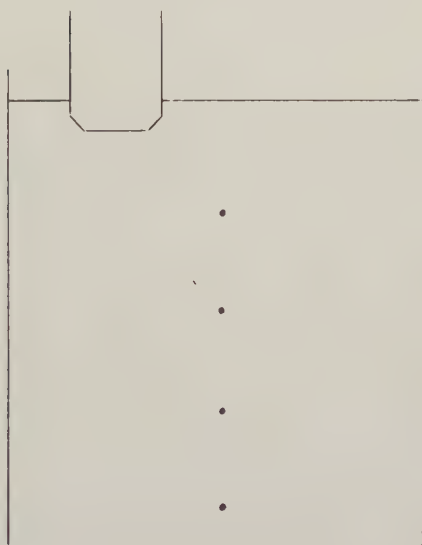
Figure 62

Elle représente des échos presque punctiformes en surface, linéaires en profondeur, et les traits sont de plus en plus larges à mesure que la profondeur augmente.

La sonde utilisée est en effet fine, et son faisceau d'abord fin est de plus en plus large.

27ème Manipulation :

Dans un récipient contenant de l'eau, quatre fils sont tendus horizontalement, de telle façon qu'ils soient situés dans un même plan vertical. Chaque fil est séparé du fil juxtaposé, ou des fils juxtaposés, par une distance de deux centimètres. Un balayage est effectué perpendiculairement aux fils avec plusieurs sondes (sondes non focalisées de 2,25 MHz et de 5 MHz, sonde focalisée de 5 MHz) (figure 63).



Sonde non focalisée de 2,25 MHz



Sonde non focalisée de 5 MHz



Sonde focalisée de 5 MHz

Les résultats visibles sur la figure 63 montrent que :

- la résolution latérale est meilleure à une faible profondeur si la fréquence est haute,
- la résolution latérale est meilleure à une forte profondeur si la fréquence est basse,
- la résolution latérale est meilleure à une certaine profondeur, et moins bonne en surface et à grande profondeur, si une sonde focalisée est utilisée (cette certaine profondeur est la distance focale de la sonde).

La limite de résolution est la plus petite distance entre deux points qui peuvent être discernés par l'appareil d'échographie, sans être confondus.

20) - Résolution axiale

28ème Manipulation :

Dans un récipient contenant de l'eau, deux fils sont tendus parallèlement et horizontalement, l'un au-dessous de l'autre. Un balayage est effectué perpendiculairement aux fils.

Les deux fils, bien qu'ils ne soient séparés que par une distance d'environ trois millimètres, sont bien discernables l'un de l'autre sur la figure 64.

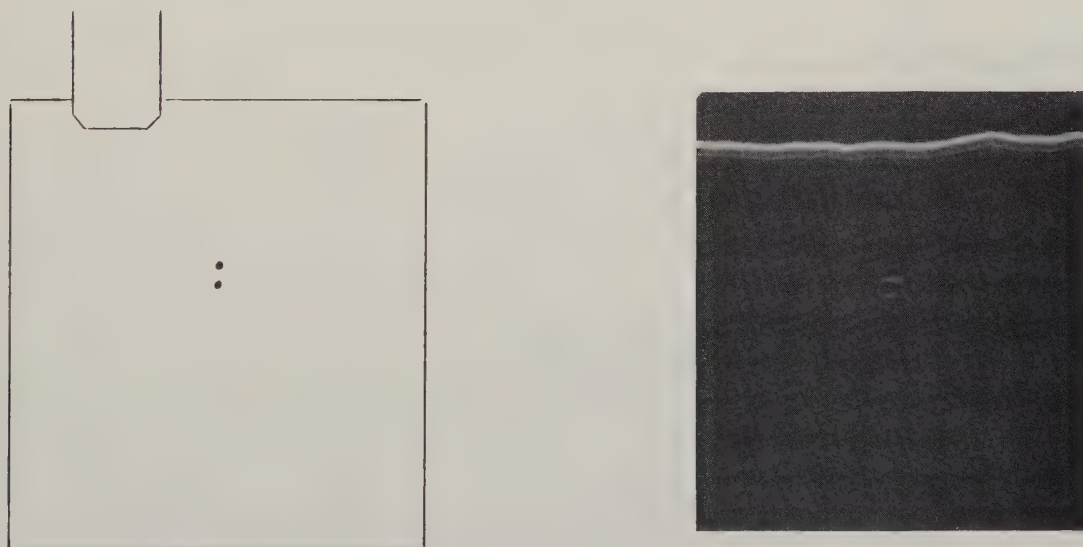


Figure 64

La résolution en profondeur est meilleure que la résolution latérale.

La résolution axiale est meilleure lorsque la fréquence du faisceau est plus grande, et inversement.

21) - Sédimentation

29ème Manipulation :

La sonde est déplacée dans un récipient contenant de l'eau et un gant chirurgical rempli d'eau et de talc en suspension. Le gant est immobilisé pendant un moment pour laisser sédimer le talc.

Une augmentation du nombre d'échos dans le fond du gant est observée (figure 65).

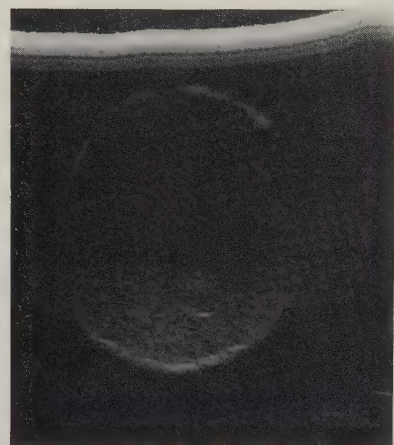
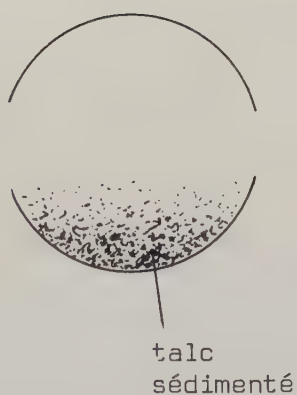
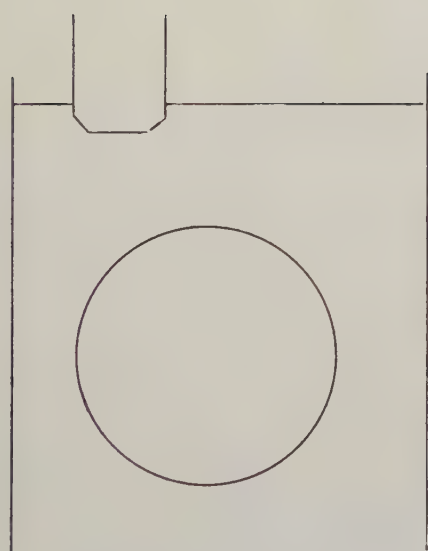


Figure 65

. La figure 66 représente la sédimentation de particules solides dans le fond d'un kyste.

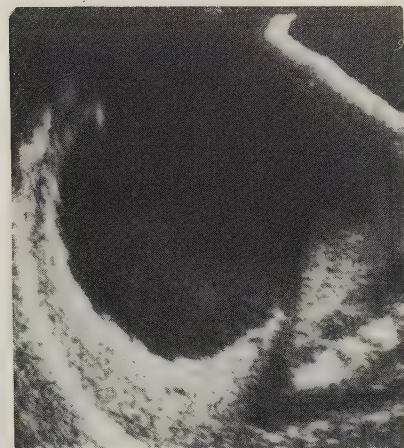
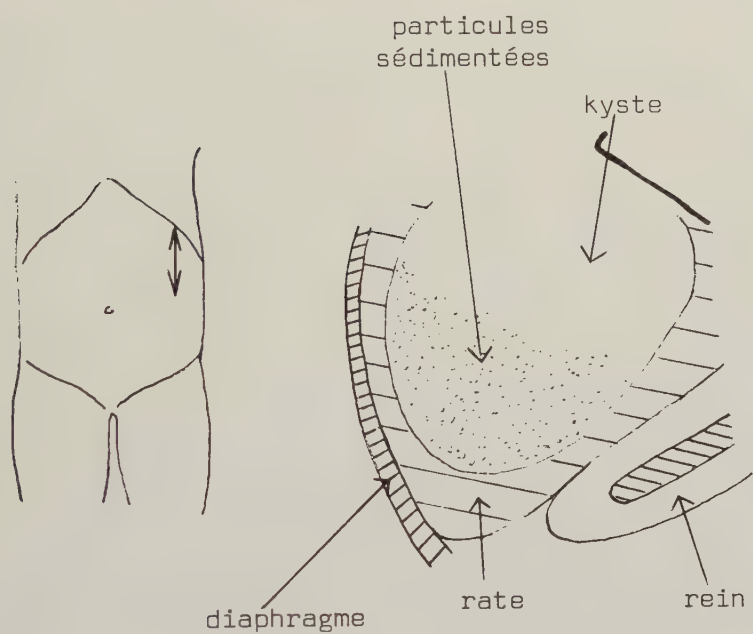


Figure 66

CHAPITRE IX - CONCLUSION

Cette étude de la formation de l'image en échotomographie, basée sur une série de vingt-huit manipulations simples accompagnées de leur application au patient, terminait ce travail qui a dû donner des connaissances d'ordre général, nécessaires et suffisantes à l'exécution et à l'interprétation de l'échographie B. Mais, un long entraînement est indispensable pour devenir un échographiste correct, et les erreurs sont inévitables avant d'arriver à ce stade.

Par ailleurs, il faut se rappeler les principaux avantages de l'échographie, que sont une inocuité totale et des contraintes petites pour le patient, et un coût relativement bas pour la société.

Les autres modes de l'échographie, en particulier le mode T.M. (temps-mouvement) appliqué dans l'échocardiographie et l'effet Doppler utilisé dans l'exploration vasculaire, n'ont pas été traités.

De nombreuses recherches sont actuellement effectuées sur l'holographie acoustique. Elle permettra d'obtenir une image tridimensionnelle du corps humain.

Enfin, cette étude constitue un outil pédagogique, première partie d'un "kit" d'enseignement qui regroupera en plus une série de dossiers cliniques et anatomoradiologiques.

CONCLUSIONS

Cette étude de la formation de l'image en échotomographie, basée sur une série de vingt-huit manipulations simples accompagnées de leur application au patient, terminait ce travail qui a dû donner les connaissances d'ordre général, nécessaires et suffisantes à l'exécution et à l'interprétation de l'échographie B. Mais, un entraînement est indispensable pour devenir un échographiste correct, et les erreurs sont inévitables avant d'arriver à ce stade.

Par ailleurs, il faut se rappeler les principaux avantages de l'échographie, que sont une inocuité totale et des petites contraintes pour le patient, et un coût relativement bas pour la société.

Les autres modes de l'échographie, en particulier le mode TM (temps-mouvement) appliqué dans l'échocardiographie, et l'effet doppler utilisé dans l'exploration vasculaire n'ont pas été traités.

De nombreuses recherches sont actuellement effectuées sur l'holographie acoustique. Elle permettra d'obtenir une image tridimensionnelle du corps humain.

Enfin, cette étude constitue un outil pédagogique, première partie d'un "kit" d'enseignement, qui regroupera en plus une série de dossiers cliniques et anatomo-radiologiques.

Le Président de la Thèse :

VU ET PERMIS D'IMPRIMER
Lyon, le 2 septembre 1980

Le Doyen de l'U.E.R. LYON NORD
Docteur Y. MINAIRE
Maître de Conférences agrégé

Le Président de l'Université Claude Bernard
LYON I - Professeur D. GERMAIN

LA FORMATION DE L'IMAGE EN ÉCHOTOMOGRAPHIE

	<i>Pages</i>
CHAPITRE I - INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE II - DÉFINITION DES ULTRASONS.....	2
CHAPITRE III - HISTORIQUE DES ULTRASONS.....	3
CHAPITRE IV - EMISSION DES ULTRASONS.....	4
CHAPITRE V - TRAJET DU FAISCEAU ULTRASONORE.....	5
CHAPITRE VI - RÉCEPTION DE L'ÉCHO.....	7
1) - Echographie A.....	8
2) - Echographie B.....	9
CHAPITRE VII - ENREGISTREMENT.....	16
CHAPITRE VIII - FORMATION DE L'IMAGE EN ÉCHOTOMOGRAPHIE.....	17
1) - Diffusion, réfraction et réflexion des ultrasons.....	17
2) - Interface, échostructure et vide acoustique.....	19
3) - Paroi.....	25
4) - Structure "homogène".....	27
5) - Structure hétérogène.....	30
6) - Structure semi-solide.....	32
7) - Miroir acoustique.....	33
8) - Ombre acoustique.....	39
9) - Renforcement postérieur.....	41
10) - Ombre acoustique et renforcement postérieur.....	43
11) - Atténuation.....	44
12) - Amplification globale.....	47
13) - Amplification différentielle.....	50

14) - Faux liquide.....	53
15) - Faux solide.....	56
16) - Sphère.....	59
17) - Echos retardataires.....	62
18) - Harmoniques.....	65
19) - Résolution latérale.....	67
20) - Résolution axiale.....	74
21) - Sédimentation.....	75

CHAPITRE IX - CONCLUSION.....	77
-------------------------------	----

